

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет електроніки
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра мікроелектроніки
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»

УДК 621.3.049.77

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

О.В.Борисов
(підпис) (ініціали, прізвище)

“ ” _____ 2019 р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 153 – Мікро- та наносистемна техніка
(код і назва)

на тему: Пульсоксиметр на вбудованій платформі Genuino – 101

Виконав (-ла): студент (-ка) 2 курсу, групи ДП-81мп
(шифр групи)

Кампуес Кампуес Луїс Енрі
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник проф.каф. МЕ, доц., к.т.н. Орлов А.Т.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант з нормоконтролю проф., доц., к.т.н. Орлов А.Т.
(назва розділу)(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали) (підпис)

Консультант з інформаційних питань доц., к.т.н. Діденко Ю.В.
(назва розділу) (науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Інститут (факультет) _____ електроніки _____
(повна назва)

Кафедра _____ мікроелектроніки _____
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність _____ 153 – Мікро- та наносистемна техніка _____
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ О.В.Борисов _____
(підпис) (ініціали, прізвище)

« _____ » _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту
Кампуес Кампуес Луїс Енрі _____
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Пульсоксиметр на вбудованій платформі Genuino – 101

керівник роботи _____ Орлов А.Т., проф.каф. МЕ, доц.,к.т.н. _____ ,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від « _____ » _____ 20__ р. № _____

2. Термін подання студентом роботи _____

3. Об'єкт дослідження процес формування інформації, що передається та мінімізація її об'єму.

4. Предмет дослідження пульсоксиметр на базі стандартного сенсора з можливістю отримання фотоплетизмограми на платформі Genuino101.

5. Перелік питань, які потрібно розробити Теоретичний огляд реалізацій пульсоксиметра та можливості його технічного покращення, розроблення та тестування макету.

6. Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу Презентація-10 слайдів: Вступ, Мета роботи, предмет та об'єкт, актуальність, розроблені складові елементи приладу, висновки

7. Орієнтовний перелік публікацій _____

8. Консультанти розділів роботи*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

9. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Підпис
	Отримання завдання	05.02.2019	
	Збір інформації	12.02.2019	
	Вивчення варіантів реалізації та вибір варіанту для розробки	25.03.2019	
	Розробка схеми аналогової частини приладу	15.04.2019	
	Розробка плану тестування	19.08.2019	
	Розробка програмного забезпечення	16.09.2019	
	Розробка опису приладу	23.09.2019	
	Тестування приладу	25.09.2019	
	Оформлення дипломної роботи	07.10.2019	
	Отримання допуску до захисту та подача роботи в ДЕК	18.11.2019	

Студент

_____ Кампус Кампус Луїс Енрі
(підпис) (ініціали, прізвище)

Керівник роботи

_____ А.Т.Орлов
(підпис) (ініціали, прізвище)

* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломної роботи.

Анотація

до Магістерська дисертація Кампуес Кампуес Луїс Енрі на тему

"Пульсоксиметр на вбудованій платформі Genuino - 101"

Метою роботи є огляд роботи пульсоксиметра для цифрової електронної лабораторії і запропонування нових методів його реалізації і застосування.

Цей пульсоксиметр призначений для вимірювання артеріального тиску методом визначення затримки пульсової хвилі відносно R-піку електрокардіограми.

Методом дослідження є теоретичний огляд реалізацій пульсоксиметра та можливості його технічного покращення.

Результатом роботи є розведена і виготовлена друкована плата. Перевагою такою конструкції є її розміри і невелике споживання струму. Результати даної роботи можуть бути використанні для подальшого покращення конструкції пульсоксиметра та його застосування у вимірювачі артеріального тиску.

Галузь застосування: навчальна електронна лабораторія, електронне здоров'я.

Загальний обсяг роботи 96 сторінки, 32 рисунків, 6 таблиці, 20 бібліографічних найменувань.

Ключові слова: пульсоксиметр, фотоплетизмограма, затримка пульсової хвилі, електрокардіограма, друкована плата, мікросхема.

Annotation

to Master's thesis Campues Campues Luis Henry on the theme.

"

"Pulse oximetry based on embedded platform Genuino – 101"

The purpose of this work is to review the work of a pulse oximeter for a digital electronic laboratory and to propose new methods for its implementation and application.

This pulse oximeter is designed to measure blood pressure by determining the pulse wave delay relative to the R-peak of the electrocardiogram.

The research method is a theoretical overview of the implementation of the pulse oximeter and the possibility of its technical improvement.

The result of the work is a wired and printed circuit board. The advantage of this design is its size and low power consumption. The results of this work can be used to further improve the design of the pulse oximeter and its application in the blood pressure monitor.

Field of application: e-learning laboratory, e-health.

The total volume of work is 96 pages, 32 figures, 6 tables, 20 bibliographic names.

Key words: pulse oximeter, photoplethysmogram, pulse wave delay, electrocardiogram, circuit board, chip.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів

Вступ

1. Цілі.....	12
1.1. Загальні цілі.....	12
1.2. Конкретні цілі.....	12
2. Медичні основи проекту	13
2.1. Історія.....	14
2.1.1. Артеріальна газометрія.....	14
2.1.2. Історична довідка.....	15
3. Теоретичні рамки.....	15
3.1. Пульсоксиметрія.....	15
3.2. Які фізичні параметри вимірюються?.....	15
3.2.1. Частота серцевих скорочень [BPM].....	15
3.3. Кисневий артеріальний тиск.....	16
3.4. Зв'язок між SaO_2 і PaO_2	18
3.5. Амплітуда фотоплетизмограми.....	18
3.6. Основні типи пульсоксиметрів.....	20
3.7. Презентація системи.....	20
3.7.1. Поглинання світла.....	22
3.7.2. Закон про Бері Ламберта.....	22
3.7.3. Спектр поглинання.....	24
3.7.4. Застосування закону Бері Ламберта.....	25
3.7.5. Пульсаційний захід.....	27
3.8. Світлодіоди - світлодіоди.....	28
3.9. Фотоприймач.....	30
3.10. Вимірювальний зонд.....	31

4. Основні метрологічні визначення	32
4.1. Точність вимірювання	32
4.2. Цифровий вимірювальний прилад.....	32
4.3. Аналоговий вимірювальний прилад.....	32
4.4. Шаблон роботи.....	32
4.5. Похибка вимірювання.....	33
4.6. Повторюваність вимірювального приладу.....	33
4.7. Невизначеність вимірювання.....	33
4.8. Оцінка (невизначеності) Тип А.....	33
4.9. Оцінка (невизначеності) Тип В.....	33
4.10. Калібрування.....	33
4.11. Електро медичне обладнання.....	34
5. Показання до вимірювання.....	34
6. Архітектура системи.....	36
6.1. Система збору біомедичних даних.....	37
6.2. Ардуїно.....	37
6.3. Модуль WiFi.....	39
6.4. Платформа EHealth.....	40
6.5. Система прийому та управління даними.....	42
6.6. База даних.....	45
6.7. Веб-додаток.....	45
7. Впровадження системи.....	46
7.1. Система збору біомедичних даних.....	46
7.1.1. Архітектура апаратних систем.....	46
7.1.2. Програма Ардуїно.....	50
7.1.3. Система прийому та управління даними.....	59
7.1.4. База даних.....	59
7.1.5. Файл прийому.....	62
8. Конструктивні особливості.....	62

8.1.	Цифро-аналоговий підхід реалізації.....	62
8.2.	Мікросхема AFE4400.....	65
8.3.	Вхідний каскад AFE4400.....	66
8.4.	Вихідний каскад AFE4400.....	68
8.5.	Стабілізатор струму TPS7A49.....	69
8.6.	Стабілізатор напруги TPS717.....	70
8.7.	Стабілізатор напруги LP3878.....	71
8.8.	Інтерфейс SPI.....	72
8.9.	Датчик сатурації.....	73
8.10.	Висновки до розділу.....	74
9.	Розробка Озробка друкованої плати.....	75
9.1.	Вибір друкованої плати.....	75
9.2.	Дизайн друкованої плати РСВ.....	75
10.	Обмеження пульсіоксиметрії.....	77
11.	Програма виконується в мікроконтролері Arduino.....	78
12.	Стартап проект.....	80
	Висновки.....	92
	Перелік посилань.....	93

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ФПГ – фотоплетизмограма

ЧП – частота пульсу

ЦАП – цифро-аналоговий перетворювач

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

ОП – операційний підсилювач

ТІОП – трансїмпедансний операційний підсилювач

ДП – друкована плата

САПР – система автоматичного проектування

P_{aO_2} -- Артеріальний тиск

HbO_2 – оксигемоглобін

SpO_2 – показник насичення крові киснем

Hb – оксигемоглобін не насичений киснем

Вступ

Пульсова оксиметрія - це вимірювання насичення крові киснем неінвазивним способом. Цей метод дозволяє виявити артеріальну гіпоксемію (зниження артеріального тиску кисню). Ці пристрої зазвичай використовуються для діагностики апное сну та респіраторних захворювань, таких як пневмонія, астма, хронічна обструктивна хвороба легень (ХОЗЛ), хронічний бронхіт, емфізема легень, застійна серцева недостатність та набряк легень. Традиційно пульсоксиметрію застосовують під час загальної анестезії і рекомендують як важливий інструмент для новонароджених та для контролю пацієнтів, які перенесли операцію. Також для виявлення гіпоксемії, спричиненої фізичними вправами, у спортсменів для оцінки ступеня десатурації артеріального кисню.

Імпульсна оксиметрія - це відносно новий технологічний прогрес, розроблений для медичного використання протягом останніх 30 років. З моменту впровадження доопераційного моніторингу він став стандартом догляду, дорученого організаціям, таким як Всесвітня організація охорони здоров'я. Пульсова оксиметрія була прийнята як стандарт контролю та неінвазивної серцево-судинної допомоги, оскільки це дуже корисний метод оцінки ступеня тяжкості захворювання та ефективного контролю терапевтичних втручань.

Парціальний тиск кисню в крові - це вікове значення, яке коливається від 100 мм / рт у віці від 20 до приблизно 80 мм / рт у віці 80 років на рівні моря. У осіб без серцево-легеневих захворювань або анемії не спостерігаються помітні клінічні ефекти, поки тиск кисню не опуститься нижче 50 або 60 мм / рт або нижче рівня насичення киснем крові 85% або 90%. Навпаки, якщо у пацієнтів є певний тип серцево-легеневого обмеження або анемія, негативні наслідки гіпоксемії виражаються при більш високому рівні насичення киснем.

Для покращення здоров'я громадян та їхнього добробуту значні успіхи в галузі eHealth. Термін eHealth означає застосування інформаційних та комунікаційних технологій (ІКТ) до всіх аспектів, які впливають на охорону здоров'я, включаючи діагностику, спостереження за пацієнтами та керівництво організаціями, які беруть участь у цих заходах. Завдяки народженню та застосуванню eHealth пацієнти мають можливість звернутися до медичної допомоги незалежно від місця їх перебування. Таким чином заохочується запобігання, добробут та незалежне та автономне життя людей. Так само це означає економію витрат та підвищення ефективності медичних систем, сприяючи підвищенню якості обслуговування, скороченню часу реагування та діагностики лікарів, підвищенню терапевтичної ефективності та впровадженню попереджень.

У цьому сенсі системи eHealth разом із інтелектуальними сенсорними апаратами, що дозволяють здійснювати моніторинг відповідних клінічних параметрів у реальному часі, розглядаються як перспективний підхід для профілактики та лікування респіраторних захворювань, мотивуючи пацієнтів прийняти навички самолікування, тим самим покращуючи їхню якість життя і, отже, мінімізуючи витрати на охорону здоров'я. Дослідження показують, що, коли пацієнтів із респіраторними захворюваннями, такими як ХОЗЛ, здійснюють дистанційний моніторинг, вступ у

лікарню зменшується до 50%, а витрати на госпіталізацію зменшуються на 17%, включаючи витрати, пов'язані з моніторингом.

В даний час системи eHealth мають вузьке місце під час імплантації: біомедичне зондування. Основні проблеми, що зустрічаються сьогодні в даному типі датчиків, полягають у досягненні їх портативності, простому та непрохідному використанні для пацієнта та енергоспоживання. Ці системи eHealth мають тенденцію до глобального процесу параметризації, тобто мають можливість отримувати показники параметрів інтегрального середовища здоров'я пацієнтів та їх життєвого контексту. У глобальному процесі параметризації параметричні показники стану здоров'я фіксуються за допомогою датчиків або сенсорних мереж з їх областями дії, спілкуванням, аналізом та оцінкою, що полегшує автоматизацію рішень та дій.

Датчики можуть працювати як окремо, так і як сенсорні мережі, при цьому один датчик може одночасно отримувати декілька параметрів. Параметризація цих показників дозволяє, коли вони виходять за межі діапазону, який вважається нормальним, вони можуть викликати тривожні дії та вимагати медичної допомоги.

Портативні медичні пристрої повинні мати можливість постійно контролювати життєві ознаки людини в режимі реального часу. Ці типи пристроїв стають більш важливими через те, що населення світу старіє і вимагає постійного або постійного оцінювання стану їх здоров'я. Три чверті випадків смерті від хронічних серцево-судинних або легеневих захворювань, які трапляються у людей старше 60 років, це в поєднанні зі зростаючим старінням населення вимагає розробити невеликі, прості у використанні та з Ефективне споживання енергії для використання в звичайному повсякденному житті. Однак нинішня проблема, яку ми зустрічаємо у цих пристроях, - це їх висока вартість, яка в багатьох випадках робить її недоступною для пацієнтів або навіть для систем охорони здоров'я. Якщо також необхідно, щоб пристрій мав можливості зв'язку для телемоніторингу, ціна пристрою спрацьовує. З цієї причини необхідні дослідження, щоб розробити пристрої з недорогими комунікаційними можливостями, тим самим мотивуючи системи охорони здоров'я та самих пацієнтів до імплантації.

Зростає попит на пристрої невеликого розміру та низьку вартість, які використовуються, наприклад, для моніторингу домашнього догляду за літніми або хронічно хворими пацієнтами, тому це стає хорошою альтернативою дорогому медичному нагляду в лікарнях та медичних центрах. Вони також шукають інші види утиліт для цих датчиків, наприклад, у військовій галузі для дистанційного нагляду за здоров'ям солдатів, контролю за спортсменами та спортсменами тощо. Зменшення споживання цих датчиків, а також розмір і вартість є критичними факторами. Тож ці типи пристроїв пропонують новий ступінь незалежності для тих, хто потребує частого нагляду за здоров'ям.

Пульсоксиметри - це пристрої, здатні в будь-який час надавати інформацію про стан двох важливих для здоров'я параметрів: пульсу чи пульсу та насичення киснем крові. Пульсова оксиметрія - швидкий і неінвазивний метод контролю насичення киснем у крові пацієнта. В даний час це вважається одним з найважливіших життєвих ознак організму поряд із частотою серцевих скорочень. Імпульсні оксиметри дають попередню інформацію про проблеми в дихальній та кровоносній системах.

З ряду медичних пристроїв, які можна перенести на мобільні або портативні програми, імпульсний оксиметр є одним з найважливіших не тільки тому, що він забезпечує два надзвичайно важливих параметрів здоров'я, а й тому, що він не потребує електричного контакту з тканиною і вони дуже добре працюють. мала потужність.

Використання пульсоксиметрії рекомендується в ситуаціях, коли оксигенація пацієнта може бути нестабільною, наприклад, в зонах інтенсивної терапії, невідкладних ситуаціях, наркозі та в первинній терапії:

- Швидка початкова оцінка пацієнтів з респіраторною патологією як при звичайній, так і в терміновій консультації.
- Постійний моніторинг під час перенесення нестабільних пацієнтів у стаціонар через їх дихальну та / або гемодинамічну ситуацію.
- В домашній допомозі пневмологічних хворих.
- Корисно оцінити ступінь тяжкості астматичного кризу та дозволити постійне спостереження.

Поточні пристрої дуже надійні для значень від 80% до 100%, але їх надійність знижується нижче цих показників. Критичний момент, який повинен дати тривожний сигнал, - насичення нижче 95% (нижче 90% або 92%, коли є попередня хронічна патологія легенів). Ці пацієнти повинні негайно отримувати лікування, що підкреслює корисність системи моніторингу пульсоксиметрії в реальному часі в рамках eHealth. Однак на ринкових пристроях відсутні функції управління даними, які зазвичай обмежені розміром та споживанням енергії. Бездротове надсилання інформації - ще одне приміщення для розвитку системи моніторингу в режимі реального часу, однак на ринку існує дуже обмежена кількість пристроїв, здатних запропонувати ці переваги. Крім того, її практична реалізація в системі охорони здоров'я неможлива через високі витрати.

1. Цілі

1.1. Загальна мета

Показати теоретичну основу, необхідну для розробки процедур калібрування аналізаторів, які використовуються в імпульсній оксиметрії для перевірки їх простежуваності.

Розробити та побудувати імпульсний оксиметр, який дозволяє оцінити артеріальний тиск кисню (PaO₂) за допомогою різних рівнів поглинання гемоглобіну та оксигемоглобіну.

Прототип - це підхід, щоб спробувати вирішити проблеми зондування та з власними можливостями обробки.

Оксиметричний пульс зазвичай вважається п'ятим життєвим зразком, поряд із частотою серцевих скорочень, артеріального тиску, температури та частоти дихання.

1.2. Конкретні цілі

- Впровадити в Ардуїно програму, яка дозволяє інтегрувати та захоплювати дані з картки придбання e-Health та картки розвитку.
- Реалізуйте програму в Arduino, яка здійснює з'єднання через WiFi між картою розвитку та сервером для зберігання даних.
- Розробити та розробити мобільний додаток, який дозволяє вести історичний облік даних, тривоги, рекомендацій тощо.
- Реалізуйте програму в Arduino, яка дозволяє читати GPS-модуль.
- Реалізуйте програму в Arduino, яка здійснює з'єднання через Bluetooth між мобільним додатком та картою розвитку.
- Інтегруйте модулі через вбудовану систему.
- Створіть протокол тестування для перевірки системи з пацієнтами.
- Підготуйте посібник з прототипів для майбутніх розробок та досягнень в цій системі.

2. Медичні основи проекту

Розкрито медичні принципи та основи, що впливають на пульсоксиметрію. Проводиться порівняння з історичними передумовами, такими як газ артеріальної крові та визначені попередні медичні концепції. Йдеться також про клінічні інтерпретації пульсоксиметрії.

Імпульсна оксиметрія, або пульсова оксиметрія, - це неінвазивний метод вимірювання, який дозволяє отримати відсоток насичення киснем у гемоглобіні крові за допомогою фотоелектричних методів.

Вимірювання насичення гемоглобіном киснем стало звичною практикою в різних областях медицини, таких як наркоз, інтенсивна терапія та дихальна терапія у пацієнтів із серцево-легеневими проблемами.

Пульсоксиметр дає нам інформацію не тільки про насичення киснем гемоглобіну (SaO_2), а й про серцебиття та ритм. Оксиметричний пульс зазвичай вважається п'ятим життєвим зразком, поряд із частотою серцевих скорочень, артеріального тиску, температури та частоти дихання.

2.1. Історія

2.1.1. Артеріальна газометрія

До введення пульсоксиметрії оксигенацію людини можна було виміряти лише методом артеріальної газометрії. Це інвазивна методика, яка дозволяє за допомогою зразка артеріальної крові визначити рН та парціальний тиск кисню та вуглекислого газу.

Газометрія вимагає прийняття ряду запобіжних заходів для отримання надійних значень: відпочинок пацієнта не менше 10 хвилин, заборона приймати якісь ліки або палити в день проведення тесту, проведення тесту при відомій температурі навколишнього середовища тощо. Крім того, результати газометрії можуть зайняти кілька хвилин, що може бути критичним у важких випадках відсутності оксигенації.

Переваги пульсоксиметрії порівняно з геометрією:

- Моментальний, постійний та неінвазивний моніторинг.
- Простота у використанні.
- Надійний в діапазоні від 80% до 100% насичення.
- Повідомляє про серцебиття та повідомляє про зменшення перфузії тканин.
- Дешева техніка та портативні портативні пристрої. Доступне в первинному догляді.

Недоліки пульсоксиметрії порівняно з геометрією:

- Імпульсна оксиметрія не повідомляє рН або парціальний тиск вуглекислого газу (PaCO_2).
- Неможливо виявити гіпероксемію або гіповентиляцію.
- Хворі у критичному стані часто мають слабку периферичну перфузію.

2.1.2. Історична довідка

У 1935 році Меттіс розробив перший пристрій довжини хвилі для вимірювання насичення киснем червоними та зеленими фільтрами, які потім були замінені червоними та інфрачервоними фільтрами. Це був перший прилад для вимірювання насичення киснем.

У 1949 р. Вуд застосував капсулу під тиском, щоб вичавити кров з вуха і, таким чином, отримати абсолютне насичення киснем, коли кров була презавантажена. Цей пристрій не використовувався клінічно.

У 1964 році Шоу зібрав перший абсолютний вимірювальний оксиметр, використовуючи вісім довжин хвиль. Його використання було обмежене легневими функціями та лабораторіями сну, через його вартість та розмір.

Імпульсна оксиметрія була розроблена в 1974 році Такуо Аоягі та Мічіо Кісі, використовуючи відношення поглинання червоного до інфрачервоного світла пульсуючих компонентів у місці вимірювання. Цей пристрій був проданий компанією Biox в 1981 році.

3. Теоретичні рамки

3.1. Пульсоксиметрія

Пульсоксиметрія - це вимірювання, але не інвазивна частина транспорту гемоглобіну всередину кровоносних судин. Він також інформує про серцебиття

Пульсоксиметр

Пульсоксиметр, в пульсоксиметрії, прилад, який використовується в медичній області для вимірювання двох параметрів: відсоткового насичення киснем (SpO_2) і (PaO_2) та частоти серцевих скорочень у ударах в хвилину (ppm).

Аналізатори пульсоксиметрії::

Аналізатор пульсоксиметрів (SpO_2) DAEG - один з аналізаторів, що дозволяє просту та правильну перевірку пульсоксиметрів. Цей аналізатор не тільки виконує моделювання (SpO_2) та частоту серцевих скорочень, але й здійснює електричну перевірку зонда та вимірювання якості червоних та інфрачервоних світлодіодів

3.2. ; Які фізичні параметри вимірюються?

Фізичні параметри, які вимірюються методом пульсоксиметрії та які знаходяться в межах даної роботи, - це насичення киснем (%) та частота серцевих скорочень (БПМ - удари в хвилину).

3.2.1. Частота серцевих скорочень [BPM]

Частота серцевих скорочень - це кількість серцебиття в хвилину. Ці удари генеруються серцем. Це відбувається тому, що серце - це насос, утворений м'язовою тканиною. Як і будь-який насос, для функціонування серця потрібне джерело енергії та кисню. Насосна дія серця відбувається від внутрішньої системи електропровідності

3.3. Кисневий артеріальний тиск

Парціальний тиск розчиненого кисню в артеріальній крові називається PaO_2 .

Відсоток насичення киснем, пов'язаний з гемоглобіном в артеріальній крові, називається SaO_2 , а при вимірюванні імпульсним оксиметром це значення називається SpO_2 .

Для визначення насичення артеріального гемоглобіну киснем (SpO_2) імпульсний оксиметр або імпульсний оксиметр використовують спектрофотометрію, на основі якої оксигемоглобін або оксигенований гемоглобін (HbO_2) та дезоксигемоглобін або зменшений гемоглобін (Hb)

поглинають та передають певну довжину хвиля світлового спектра для червоного світла (640-660nm) та інфрачервоного світла (910-940nm). HbO₂ більше поглинає інфрачервоне світло і дозволяє пропускати червоне світло; навпаки, Hb поглинає червоне світло більше (R) і дозволяє пропускати інфрачервоне (ІЧ) світло. Радіус поглинання світла R і IR вимірює ступінь оксигенації гемоглобіну.

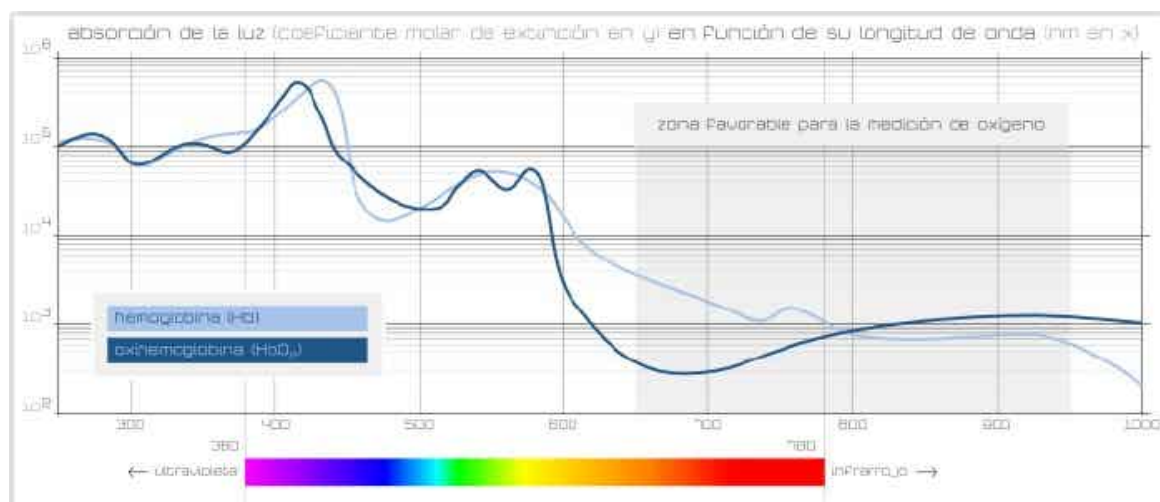


Рис 3.1. Довжина хвилі та поглинання світла

до приблизно 600 нм, різне поглинання важко відрізнити за допомогою простого пристрою, але від цього значення, особливо між 650 нм (червоний) та 950 нм (інфрачервоний), різниця в поведінці між оксигемоглобіном та гемоглобіном його легше відрізнити. До приблизно 800 нм гемоглобін поглинає більше світла (червоний), і з цього моменту він повертається, при цьому оксигемоглобін є тим, що поглинає більше світла (інфрачервоний)

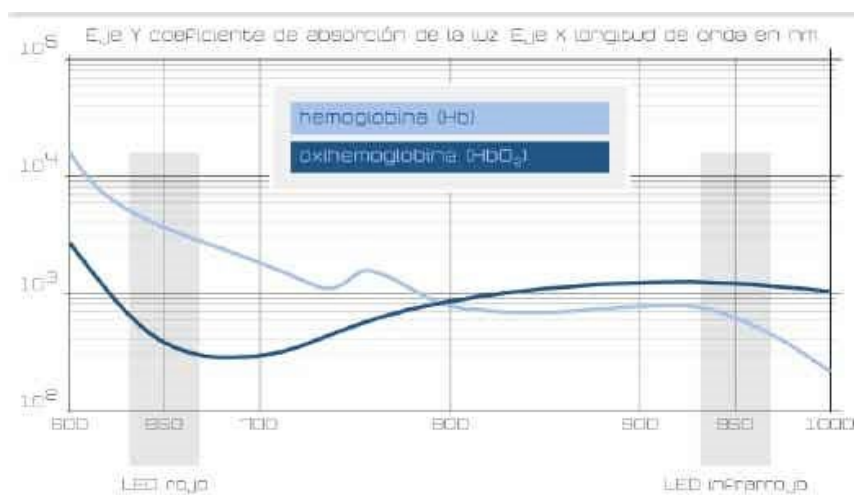


Рис 3.2. червоний та інфрачервоний рівні поглинання світлодіодів

Найбільш точним способом вимірювання оксигенації є спостереження за поведінкою світла різної довжини хвилі, що перетинає напівпрозору частину тіла, і у дитини це може бути навіть долоня, але у дорослої людини потрібно буде дотримуватися мочка вуха, добре зрошена, але напівпрозора, ніс або палець. Прилад для вимірювання наявності оксигенованої крові випромінює червоне світло і виявляє інтенсивність, через яку він проходить, а потім проходить таким же чином з інфрачервоним світлом. Залежно від різної поглиненої інтенсивності, рівень кисню можна встановити.

Для вимірювання кисню світлодіоди та фотодіод детектора повинні бути розміщені в протилежних точках, залишаючи між собою напівпрозору тканину (пухляк пальця, вушна шпилька тощо). Механізм, що дозволяє зчитувати оксигенацію, полягає в тому, що при кожному імпульсі

артеріальної крові значення світла передаються при виявленні частоти серцевих скорочень. Якщо припустити, що пульсує лише артеріальна кров, це називається пульсаційним артеріальним компонентом (CA). Кількість поглиненого світла змінюється відповідно до кількості крові в тканинному руслі та наявності HbO_2 / Hb . З іншого боку, є статичний компонент (ЕК), який утворюється з тканин, кісток, шкіри та венозної крові. Наступна формула показує, як SpO_2 отримують із співвідношення світла R та IR:

$$\frac{(\text{CA luz R} / \text{CE luz R})}{(\text{CA luz IR} / \text{CE luz IR})} = \text{PaO}_2$$

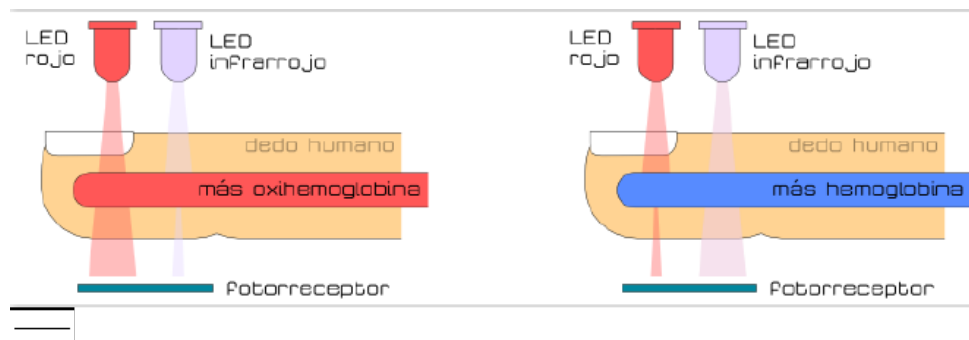


Рис 3.4. Адаптаційні світлодіоди

Для виконання цього вимірювання необхідно керувати змінного та постійного струму компонентами імпульсного сигналу, що видається кожним світлодіодом. Отже, обчислення PaO_2 полягає у використанні тимчасових сигналів червоного та інфрачервоного світла для обчислення значення під назвою "R", описаного в (1), що відповідає нормованому співвідношенню інтенсивності червоного та інфрачервоного світла, отриманого фотодіод

$$R = \frac{\frac{ac_R}{dc_R}}{\frac{ac_{IR}}{dc_{IR}}} \quad (1)$$

Де ac_R - dc_R у ac_{IR} - dc_{IR} відповідають компоненту AC та DC струму червоного та інфрачервоного сигналів відповідно.

3.4. Зв'язок між SaO_2 і PaO_2

SaO_2 і PaO_2 пов'язані кривою дисоціації кисню, а при певних умовах газообміну крива дисоціації кисню зміщується. Ця крива експоненціальна, і ми показуємо її на графіку 1. Цей графік показує нам, як кількість кисню в крові збільшується зі збільшенням насичення. Але зважаючи на експоненціальний характер кривої, при низьких насиченнях артеріальний кисень швидко збільшується. Але при невеликих модифікаціях у верхній частині кривої спостерігаються великі краплі концентрації кисню. Отже, десатурація на 10% (знижується з 100% до 90%) означає, що артеріальний кисень має 100 мм рт.ст. до 60 мм рт.ст. (тобто падіння на 40%). Тому невеликі зміни насичення киснем призводять до великих варіацій перфузії кисню на клітинному рівні.

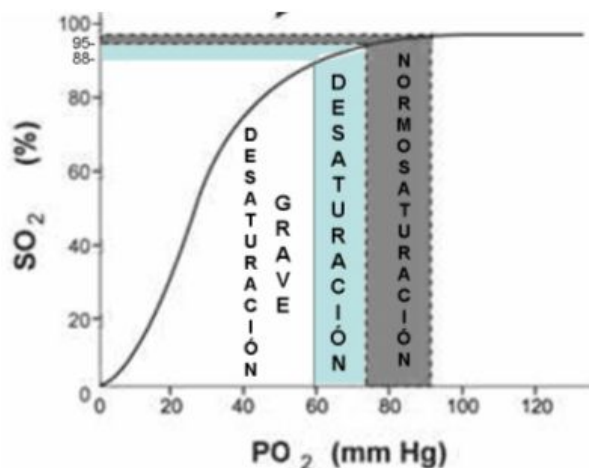


Рис 3.5. Зв'язок між SaO₂ і PaO₂

3.5. Амплітуда фотоплетизмограми

Амплітуда ФПГ відображає об'ємну пульсацію артеріол і, отже, характеризує периферичний кровотік. Деякі моделі пульсоксиметрів здатні вловлювати навіть різко ослаблену пульсацію, коли величина периферичного кровотоку досягає лише 4-5% від нормального. Зрозуміло, фотоплетизмограма не придатна для кількісної оцінки кровопостачання, але вона дозволяє скласти досить точне уявлення про локальний кровотік.

У клінічних умовах амплітуда ФПГ здатна змінюватися в десятки разів, тому на дисплеї зубці кривої в одних випадках не поміщаються на екрані, а в інших - зменшуються до такої міри, що стають невидимими. Щоб, ФПГ завжди мала зручний для аналізу вигляд і стандартну висоту, вона піддається автоматичному масштабуванню (autoscaling); ця процедура проводиться при кожній зміні амплітуди. У програмному забезпеченні деяких моніторів міститься набір стандартних масштабів, і вибір нової шкали здійснюється автоматично лише в тих випадках, коли піки кривої виходять за межі дисплея або зливаються з ізолінією. Такий спосіб представлення даних зручний тим, що дозволяє в заданих діапазонах відстежувати зміни амплітуди ФПГ.

Для запобігання втраті інформації про реальну амплітуду ФПГ на дисплеї деяких моделей передбачений спеціальний індикатор. Як правило, це стовпчик, висота якого відображає справжню величину піків кривої. Максимальна висота стовпчика властива нормальному периферичному кровотоку; при порушенні кровопостачання стовпчик знижується.

Окремо їзгадки заслуговує інший, більш зручний, але рідкісний спосіб відображення ФПГ. Після початкового автоматичного масштабування лікар вручну вибирає більш вдалий, з його точки зору, постійний масштаб і спостерігає за змінами форми і висоти фотоплетизмограми в динаміці. Так працюють, наприклад; монітори фірм DATEX n'BRUEL amp; KJAER. Пульсоксиметри фірми DATEX, крім того; видають чисельний параметр (він називається "амплітудний фактор"), що відображає реальний обсяг артеріальних пульсацій. Монітори з

такою організацією дисплея дозволяють відслідковувати ситуації, коли амплітуда ФПГ перевищує норму.

Фотоплетізмограма за формою дуже схожа на криву артеріального тиску, але, на відміну від останньої, характеризує коливання обсягу мікросудин.

Амплітуда ФПГ залежить від тону мікросудин і ударного об'єму серця. Ось чому зміни фотоплетізмограми далеко не завжди відповідають змінам артеріального тиску.

Зниження амплітуди ФПГ є ознакою зменшення ударного об'єму, а підвищення амплітуди свідчить про зворотне. Тонус судин - також основний фактор, що визначає висоту хвиль фотоплетізмограми.

3.6. Основні різновиди пульсоксиметрів

- Стаціонарні. Їх використовують у лікарнях і клініках. Вони мають зовнішні датчики.
- Портативні. Головна перевага таких пристроїв – це компактність. За рахунок цього їх можна використовувати при транспортуванні хворого. Такі пульсоксиметри мають вбудовані датчики. Також вони бувають спеціалізованими і загальнонавживаними.
- Дитячі. Вони володіють дуже високим порогом чутливості та у разі зниження рівня кисню, відразу ж видають звук тривоги. Такі моделі кріпляться на ступні або руки і мають м'які фіксатори для того, щоб не пошкодити шкіру малюка. Також розроблено універсальні моделі, які можна використовувати для всіх категорій пацієнтів.

Всі пульсоксиметри можна розділити на окремі категорії, виходячи з їх функціональних якостей і додаткових опцій. Більш сучасні моделі володіють величезною пам'яттю, яка здатна зберігати дані навіть при відсутності батареї. В їх систему вбудований Bluetooth, що дозволяє відправляти інформацію на принтер для друку. Для деяких пульсоксиметрів продаються чохли.

Зазвичай всі пристрої працюють від мережі або акумулятора. Тривалість автономної роботи залежить від комплектації обладнання. В сучасних клініках такі датчики оснащені програмним забезпеченням для підключення до комп'ютерної техніки. Крім того, різні моделі володіють різним дисплеєм. Традиційні пульсоксиметри оснащені монохромним екраном. Більш сучасна техніка володіє рідкокристалічним сенсорним монітором.

3.7. Презентація системи

Імпульсний оксиметр - це пристрій, який випромінює світло на двох різних довжинах хвиль через ділянку тканини, наприклад, палець або часточку, і вимірює сигнал, переданий на іншу сторону.

Його функціонування базується на трьох принципових принципах, які дозволять нам розвивати систему (Вебстер, 1997)

- a. Властивості поглинання світла оксигенованого та дезоксигенованого гемоглобіну на двох довжинах хвиль різні. Якщо бути точнішим, поведінка цих коефіцієнтів лінійно незалежна, з достатньою варіацією, щоб забезпечити належну чутливість до нашого пристрою. Модель передбачає, що тільки ці два гемоглобіни є тими, які є в нашому кровотоці, що призведе до похибки в точності, властивій пульсоксиметрії. Про це та інші системні обмеження ми поговоримо в розділі Обмеження пристроїв.
- b. Слідуючи серцевому пульсу, природа артеріальної крові породжує форму переданої хвилі, яка дозволить нам виявити наслідки поглинання артерій і, таким чином, зможти диференціювати її від крові, що протікає по венах і тканинах, де Це явище не відбувається. Тобто, відслідковуючи значення пікового піку (V_{pp}) цього компонента змінного струму, абсорбція вен та тканин не враховується для розрахунку проведеного вимірювання. Використовуючи співвідношення цих двох ефектів при різній довжині хвилі, можна отримати показання, не вимагаючи калібрування по відношенню до поглинання шкіри. Це одна з великих переваг, яку надає цей пристрій порівняно з традиційними оксиметрами. Для того, щоб здійснити вимірювання, треба вибрати період часу, що відповідає частоті серцевих скорочень.
- c. При достатній інтенсивності світла дисперсія цього в крові висвітлить ділянку артеріальної крові, що дозволить точно виявити пульсаційний сигнал. Це правда, що для цієї дисперсії потрібна калібрування, про яку ми поговоримо більш детально пізніше.

Нижче ми можемо знайти загальну блок-схему, щоб підтримати опис різних частин, що складають систему. Оцінено взаємозв'язок між різними ділянками та початкове опромінення шляху, який слід за хвилями та сигналами, які дозволять нам здійснити показання насичення крові киснем у крові пацієнта.

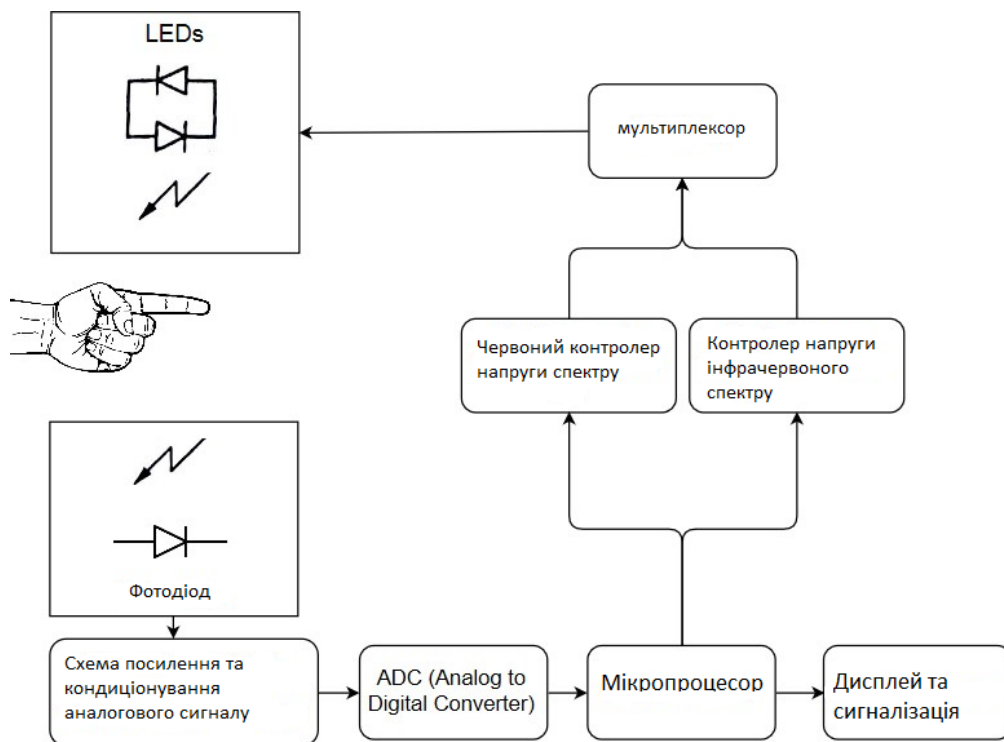


Рис. 3.6. Узагальнена схема секцій, що складають імпульсний оксиметр

3.7.1. Поглинання світла.

Аспекти, що відповідають поглинанню світла, є основою, на якій базується зв'язок між світлодіодами та фотодіодом. Для розуміння його функцій важливо фізично охарактеризувати поведінку цього інтерфейсу. Крім того, більшість його технічних характеристик буде виправдана в результаті цих концепцій.

3.7.2. Закон про Бері Ламберта

"Закон Бері Ламберта - це емпіричний взаємозв'язок, який пов'язує інтенсивність надходить світла в рівномірному середовищі з вихідною інтенсивністю після того, як поглинання відбувається в цьому середовищі" (Вікіпедія, с.ф.)

Якщо припустити, що монохроматичне світло інтенсивності впливає на одне середовище, частина цього світла буде пропускатися через нього, а інша частина буде поглинатися. Інтенсивність світла I , який подорожує середовищем, відчує залежне від відстані експоненціальне ослаблення

$$I = I_0 \times e^{-\epsilon(\lambda)cd}$$

Де $\epsilon(\lambda)$ - коефіцієнт поглинання або згасання матеріалу [L ммоль⁻¹ см⁻¹] при певній довжині хвилі, c постійна концентрація зазначеного матеріалу [ммоль L⁻¹] і d довжина пройденого оптичного

шляху через середину. Вираз ґрунтується на принципі, що сума інтенсивностей променяемого і поглиненого вогнів дорівнює потужності падаючого світла. Він не враховує таких процесів, як відбиття, що утворюється на поверхні матеріалу або дисперсія світла в середовищі.

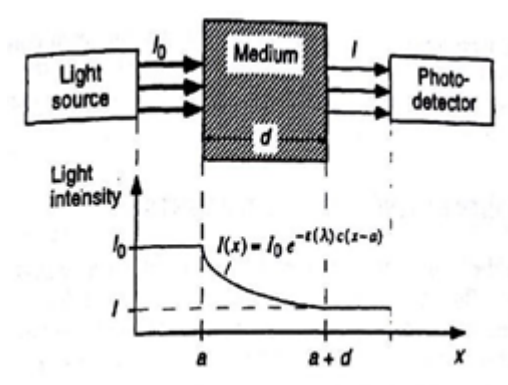


Рис. 3.7. Закон Бера-Ламберта (Вебстер, 1997)

Дотримуючись цього принципу та скориставшись сценарієм, викладеним на Зображенні 3.2, ми можемо визначити два інші параметри, які будуть дуже корисні для наступних пояснень.

Коефіцієнт пропускання світла (T) - це визначена залежність між випромінюваним світлом I та падаючим світлом I_0 .

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\epsilon(\lambda)cd}$$

З цього параметра недисперсна поглинання або оптична щільність середовища (A) цього процесу може бути виражена як:

$$A = -\ln(T) = \epsilon(\lambda)cd$$

Закон Бера -Ламберта також може поширюватися на ситуацію, коли ми знаходимо більше одного абсорбуючого середовища. Математичне уявлення цієї системи базується на суперпозиції відповідних окремих процесів. Отже, сумарна поглинання (A_t) світла в середовищі, утворений n абсорбуючих речовин, буде сумою його незалежних поглинань:

$$A_t = \epsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \epsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \epsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_{i=1}^n \epsilon_i(\lambda)c_id_i$$

Тому закон Бера-Ламберта дозволяє визначити концентрації n речовин, що складають однорідне середовище, коли ми знаємо відповідні коефіцієнти згасання і поглинання світла вимірюються при n різних довжинах хвиль.

3.7.3. Спектр поглинання

Кров може розглядатися як склад безлічі абсорбуючих речовин. Хоча він непрозорий для більшості довжин хвиль, він є середовищем дуже цікавих властивостей у червоному та інфрачервоному спектрах. У цій області різниця між коефіцієнтами поглинання оксигенованого (HbO₂) та дезоксигенованого (Hb) гемоглобінів дозволить нам розробити пульсоксиметр.

Зображення 3.9 показує мінливість цих параметрів у діапазоні довжин хвиль між 600 нм і 1000 нм. У тканинах є робоче вікно, оскільки в цей проміжок решта компонентів людського організму, наприклад вода, мають коефіцієнти поглинання, які значно нижчі, ніж у гемоглобіну.

Незважаючи на це, ми повинні бути особливо обережними з іншими речовинами, такими як дигемоглобіни. Вони ввійдуть до групи поглиначів крові зі швидкістю поглинання, подібною до рівня інших гемоглобінів, але серед їх функцій не є забезпечення тканинами киснем. Тому вони не будуть корисні для визначення рівня насичення крові киснем у крові.

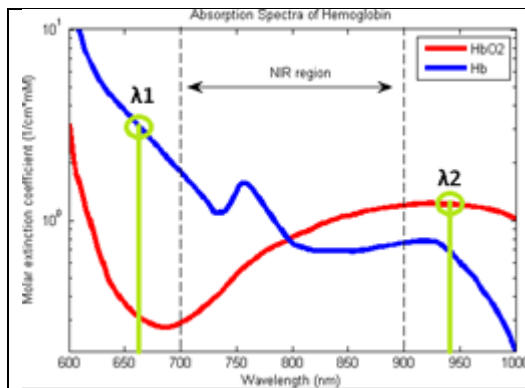


Рис. 3.8. Світловий спектр поглинання гемоглобіну (Вікіпедія, с.ф.)

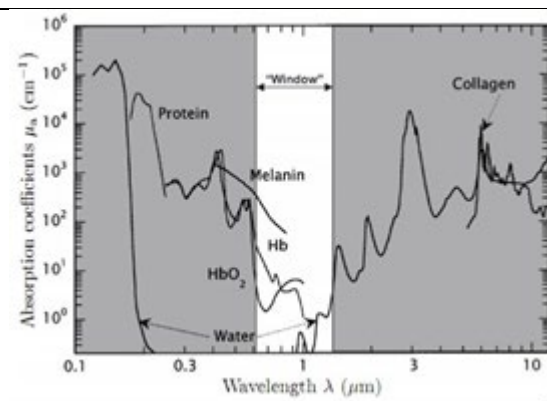


Рис. 3.9. Спектр поглинання світла тканиною людини (Rotar, 2012)

Точніше, далі ми візуалізуємо значення цих коефіцієнтів згасання на двох опромінених довжинах хвиль.

Довжина хвилі [nm]	Коефіцієнт вимирання [L mmol ⁻¹ cm ⁻¹]	
	Hb	HbO ₂
660	0,81	0,08
940	0,18	0,29

Таблиця 3.1 - Коефіцієнти вимирання оксигенованих та дезоксигенованих гемоглобінів при довжині хвиль 660 та 940 нм (Ziljstra, Meeuwssen-van der Roest, & Buursma, 1991)

Запам'ятовуючи вираз, який визначає цю насиченість, ми можемо виразити концентрації двох гемоглобінів на основі цього параметра:

$$c_{HbO_2} = SaO_2 \times (c_{HbO_2} + c_{Hb})$$

$$c_{Hb} = (1 - SaO_2) \times (c_{HbO_2} + c_{Hb})$$

На закінчення, вимірюючи співвідношення коливання коефіцієнтів поглинання двох зазначених довжин хвиль протягом обмеженого часу, ми зможемо зробити висновок про кількість молекул гемоглобіну, які переносять кисень у нашій крові.

3.7.4. Застосування закону Бера -Лоррента

Як ми вже просувались раніше, шлях, який проходить світло через наш палець, стикається з низкою різних поглинаючих середовищ. В якості основних факторів цієї групи в області випромінювання світлодіодов ми повинні мати пігментацію шкіри, кісток та артеріальної та венозної крові.

На відміну від вен, артерії містять більше крові під час систоли (скорочення серцевої м'язової тканини), ніж під час діастоли (період, коли серце розслабляється після скорочення), оскільки внаслідок цього факту його діаметр збільшується на тиск, що створюється всередині. Під час діастоли артеріальний діаметр буде максимально низьким, тому поглинання буде мінімальним, а максимальне пропускане світло. З цього критерію та, скориставшись законом Бера-Ламберта, ми можемо запропонувати наступну формулу.

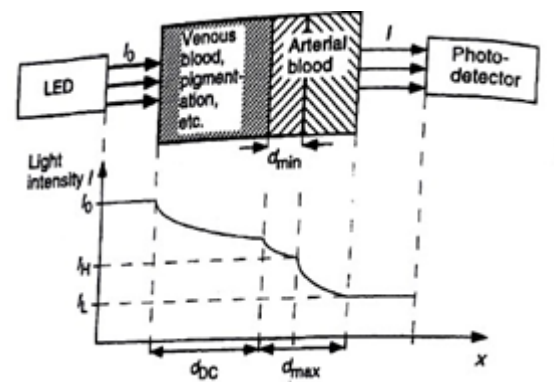


Рис. 3.10. Закон Бера-Ламберта застосовується до імпульсної оксиметрії (Webster, 1997)

$$I_H = I_0 \times e^{-\epsilon_{DC}(\lambda) c_{DC} d_{DC} \times e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda) c_{HbO_2}] d_{min}}}$$

I_H - інтенсивність світла, одержуваного під час діастоли та постійного струму, колективний показник проникних абсорбуючих компонентів, за винятком непульсивної артеріальної крові.

З іншого боку, під час систоли оптичний шлях фотонів збільшується, і тому поглинання світла буде більш акцентоване, посилене ще більшою присутністю гемоглобіну.

$$I_L = I_0 \times e^{-\epsilon_{DC}(\lambda) c_{DC} d_{DC} \times e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda) c_{HbO_2}] d_{max}}}$$

З попередніх виразів ми можемо перевірити, що інтенсивність світла в приймачі визначається на основі оптичного шляху, сформованого на той час. Різниця в поглинанні світла, а отже, і різниця в оптичних шляхах, в періоди систоли та діастоли дозволить нам отримати вираз для інтенсивності світла, отриманого фотодіодом.

$$I = I_H \times e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}] \Delta d}$$

Будучи I , інтенсивність світла, отриманого фотодіодом, і Δd , різниця між максимальною і мінімальною артеріальними оптичними шляхами, яка виробляється в період серцебиття.

Навпаки, кількість світла, поглиненого іншими речовинами, що поглинають навколишнє середовище (пігментація шкіри, кісток, тканин і крові, що протікає по венах і неппульсивних артеріальних шляхах), буде постійною величиною і він буде представляти 98% від загального поглинання (інші 2% відповідатимуть альтернативній складовій).

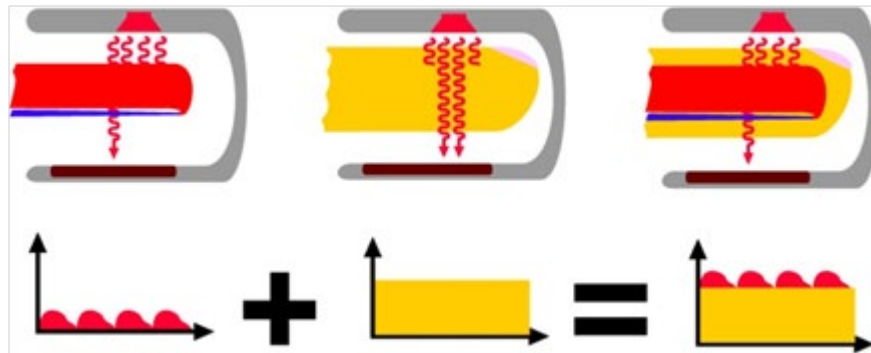


Рис. 3.11. Світло, поглинене різними шарами, що передбачаються при вимірюванні імпульсного оксиметра ([http // www.howequipmentworks.com](http://www.howequipmentworks.com), s.f.)

Оскільки наша мета полягає в порівнянні інтенсивності світла, що відповідає двом використовуваним довжинам хвиль, ми повинні спочатку їх нормалізувати. Це пояснюється тим, що світлодіоди мають певну нелінійну поведінку в деяких ситуаціях, як і фотодетектор або поглинання тканин, розташованих між ними. Крім того, характеристики компонентів у постійному струмі та чутливість фотодіоду дуже різко змінюються залежно від діагностованого пацієнта (Tarassenko & De Kock, 1991).

Нормалізація буде проведена щодо максимальних значень (I_H) інтенсивності світла, що передаються на довжинах хвиль λ_1 та λ_2 .

За допомогою цього процесу ми гарантуємо, що інтенсивність пропускання світла не залежить від нелінійностей, про які ми раніше писали. Компонент змінного струму цих сигналів буде представляти лише ті зміни, які відчуває промінне світло через пульсаційний характер крові, що протікає по артеріях. Як ми бачимо, ми припускаємо, що в ідеалі єдиними речовинами, присутніми в крові, є оксигенований та дезоксигенований гемоглобін. Як і в попередніх розділах, цей фактор буде означати помилку в точності вимірювання. Цей факт ми обговоримо в розділі Обмеження пристроїв.

3.7.5. Пульсаційний захід

Існують дві проблеми, які запобігають правильній оцінці артеріального насичення гемоглобіном при вимірюванні через живі тканини:

- Є інші частини тканин, які, крім гемоглобіну, також поглинають світло.
- Живі тканини містять не тільки артеріальну кров, а й шкіру, кістки та венозну кров, яка несе знижений гемоглобін.

Пульсоксиметр повинен аналізувати артеріальну кров без урахування поглинання світла за рахунок інших тканин. У випадках, коли палець тонкий, тканини поглинають мало світла, проте при більш товстому пальці поглинання світла буде більше.

Пульсоксиметр зможе аналізувати лише артеріальну кров, оскільки це єдиний пульсаційний або змінний на пальці (змінного струму). Решта - неімпульсні або постійні (DC):

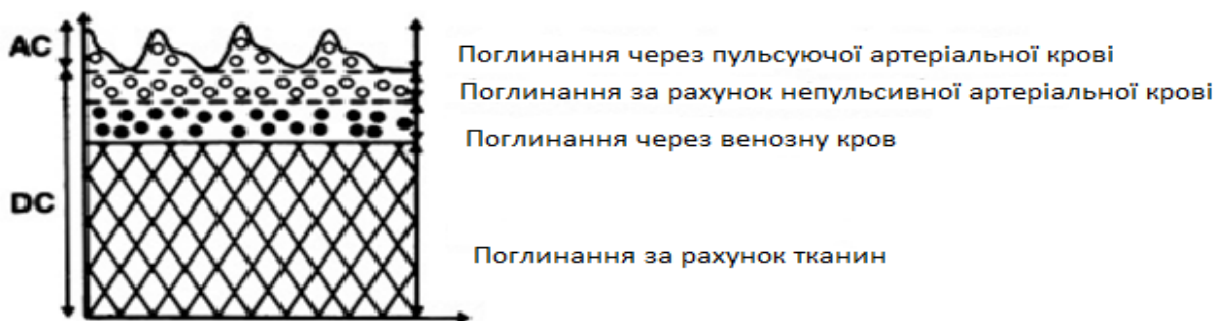


Рис. 3.12. Поглинання світла за рахунок пульсуючої артеріальної крові та навколишніх тканин

3.8. Світлодіоди - світлодіоди.

Одним з найважливіших аспектів, що розглядаються сучасними медичними електронними приладами, є те, що отриманими пристроями легко управляти. Виходячи з цього принципу, ми зосередимо свої зусилля на розробці простого і невеликого розміру зонда. Для цього нам знадобиться джерело світла, досить потужний, щоб його світловий промінь міг проходити приблизно один сантиметр в товщину тканини і в свою чергу мати дуже невеликі розміри. Світлодіод (LED) - ідеальний кандидат для задоволення цих умов; Він має відповідний розмір і відмінні характеристики водіння.

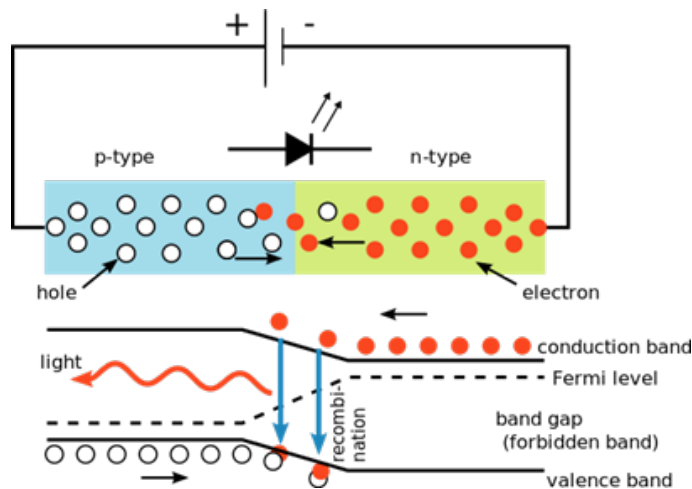


Рис. 3.13. Функціонування загального світлодіода (Wikipedia, s.f.)

Цей тип компонентів існує приблизно в діапазоні близько 700 нм в спектральному відношенні, що охоплює червоний та інфрачервоний діапазон. Тому вони дуже придатні для випромінювання на довжинах хвиль, запропонованих у розділі 3.2, при цьому 660 та 940 нм. Будучи такою комерціалізованою технологією, кожен з цих компонентів буде дуже невеликою вартістю для розвитку проекту. Тому вони стануть чудовим стимулом для впровадження медичних виробів у слаборозвинених країнах.

Основна робота світлодіода узагальнена у наступному підході: коли електрон, розташований у напівпровідникових матеріалах діода, переходить від зони провідності до валентної зони, він втрачає енергію. Ця втрата проявляється у вигляді відірваного фотона

з амплітудою, адресою та випадковою фазою. Щоб здійснити таку зміну, вона повинна була пройти через заборонену смугу, тобто перехід енергетичного проміжку, який знаходиться між двома згаданими станами і який залежить від виготовлення матеріалу. З цієї концепції можна визначити довжину хвилі спектру випромінювання світлодіода

$$Eg = \frac{h \times c}{\lambda} = h \times f$$

Наприклад, заборонена смуга [e / V], h постійна Планка [Js], c швидкість світла, λ довжина хвилі випромінювання і f відповідна частота.

Однак є дуже важлива якість, на яку ми повинні звернути особливу увагу. На представлених довжинах хвиль спектр випромінювання повинен бути максимально вузьким, щоб мінімізувати похибку вимірювання. Важливість цього параметра полягає у великій залежності, яка існує між поведінкою системи та властивостями поглинання гемоглобіну. Більшість світлодіодів на ринку мають спектральну пропускну здатність між 10 і 60 нм, червоне світло - близько 20 нм, а інфрачервона смуга пропускання - приблизно 50 нм.

Крім цього параметра, дуже важливо контролювати інтенсивність світла, що випромінюється діодом, оскільки це буде ключовою специфікацією для визначення роботи імпульсного оксиметра. Ми заглибимося в ці технічні концепції в розділі «Розвиток»

3.9. Фотоприймач

Роль фотодетектора базується на отриманні світла, випромінюваного світлодіодами, які пройшли через тканини людини. За умови, що він поляризований у зворотному напрямку і енергія променя достатня, цей електронний компонент буде виробляти струм, лінійно пропорційний інтенсивності згаданого падаючого світла. Після генерування він повинен бути перетворений на напругу (в нашому випадку з підсилювача транзисторної) і підготуватися до подальшої обробки в мікроконтролері.

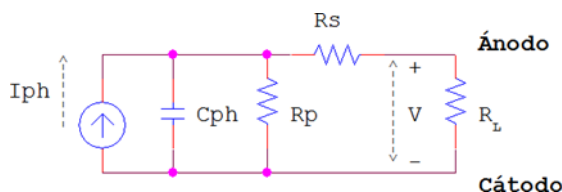


Рис. 3.14. Еквівалентна схема загального фотодіоду

Коли фотон поглинається напівпровідниковими матеріалами, що складають фотодіод, створюється електронно-порожниста пара (e-h). Електрони будуть рухатися від р-шару до n, однак друга група поведе себе протилежно. Пари e-h, які не генеруються в зоні завантаження простору, не прискорюються там сильним полем і зазвичай знову рекомбінуються до досягнення фотодіодних терміналів. Результатом цих дій буде генерувати електричний струм на його виході. Ця операція регулюється наступним виразом:

$$I = I_d \times (e^{kT} - 1) - I_p$$

I_d - темний струм (визначає мінімальний детектируемое світло), q електричний заряд електрона, V напруга, що подається на діод, k константа Больцмана, T абсолютна температура і I_p зворотний струм насичення.

Ще одним ключовим параметром для визначення поведінки фотодіоду є чутливість [A / W]. Йдеться про ту кількість електронів, яку вона здатна генерувати стосовно отриманих фотонів, тобто величину струму, що подається на вихід, виходячи з оптичної сили світла, що падає на вхід.

Будучи η ефективність компонента, λ довжина хвилі падаючого світла, h постійна Планка і c швидкість світла. Як ми бачимо, чуйність залежить від довжини хвилі, на якій вона працює, тому ми повинні звернути особливу увагу на діапазон, охоплений обраною моделлю.

Фотодіоди - це пристрої, що володіють великою стійкістю до перепадів температури, на їх реакцію дуже слабо впливають. Крім того, вони розглядають відповідь близько десятих частин мікросекунди та фотоприймальної області розмірів, достатньо великих для нашої реалізації. Коротше кажучи, фотодіод є чудовим кандидатом для використання в імпульсній оксиметрії, забезпечує набагато привабливіше співвідношення ціни та якості, ніж інші варіанти, такі як фотоелементи, фототранзистори або датчики інтегральної мікросхеми. Ми заглибимося в технічні характеристики фотодіоду в розділі «Розробка».

3.10. Вимірювальний зонд

Набір двох світлодіодів та фотодіоду визначатиме склад вимірювального зонда. Всі ці пристрої можна розділити на дві основні групи, які визначають їх режим роботи: за допомогою передачі та за допомогою відображення.

Діяльність перших заснована на випромінюванні світла через тканини людини, що дозволяє оцінити ослаблення інтенсивності, що зазнає, як функцію крові, присутньої на шляху. З цієї причини фотоприймач повинен отримувати якомога більше світла; Доцільно розмістити його дуже близько до шкіри пацієнта і дуже точно вирівняти його з випромінюючими світлодіодами, щоб зменшити оптичний шлях, зазначений у законі Бера-Ламберта. Незважаючи на це, ми повинні уникати натискання на вимірювану область, щоб вона не впливала на зроблені показання.

Світловідбиваючі зонди, як підказує їх назва, характеризуються вимірюванням світла, відбитого тканиною. Цей факт означав великий прогрес в імпульсній оксиметрії, оскільки дозволяє проводити вимірювання в набагато більше частинах тіла, ніж на іншій стороні завдяки паралельній схемі, представленій випромінюючими світлодіодами та фотодіодом. Однак це спричиняє нові труднощі, головна потреба полягає у розробці значно складніших алгоритмів калібрування.

Операція еквівалентна зонду шляхом передачі, за винятком того, що крім впливу на спектр поглинання крові, грає ефективність пігментації шкіри. Крім того, ще одним із факторів, який слід визначити, є відстань, яку ми повинні пройти між світлодіодами та фотодетектором, оскільки проведені вимірювання можуть суттєво відрізнятися залежно від цього параметра.

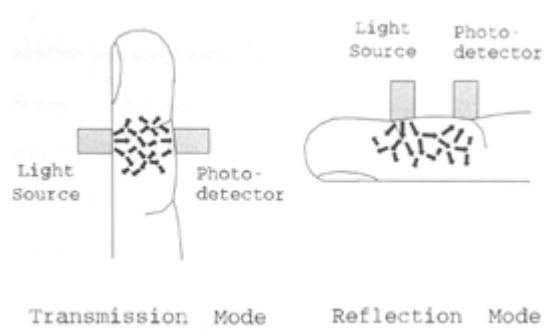


Рис. 3.14. Типи вимірювального зонда (Damianou, 1995)

Основна перевага датчиків пропускання - це інтенсивність світла, захоплена фотоприймачем. Кількість світла, яке проходить через тканини людини, більше, ніж відбите, крім того, що воно більш зосереджене у своїй області застосування визначеним оптичним шляхом. Отже, ми можемо підтвердити, що виявлена інтенсивність світла вища для зондів пропускання. З іншого боку, як незручність слід зазначити, що його застосування обмежується лише периферичними частинами тіла, такими як пальці рук і ніг, вуха, ніс або навіть стопи та долоні у новонароджених. Спочатку відображення зондів можна використовувати в будь-якому місці тіла, де може відбиватися світло (Webster, 1997).

У нашому випадку для простоти при вирівнюванні електронних компонентів ми будемо використовувати зонд передачі для опрацювання імпульсного оксиметра. Ця схема не вимагатиме такої точної відстані між передавачем і приймачем, а також розробки таких складних алгоритмів калібрування пристрою. Крім того, не потрібно буде враховувати пігментацію шкіри як змінну в обчисленнях, що проводяться, факти, що призводять до збільшення виробництва кінцевого продукту. У свою чергу, ми можемо гарантувати точне зчитування завдяки високій інтенсивності світла, виявленій фотодіодом порівняно із зондом за допомогою відбиття. Ми поглибимось у ці аспекти, а також обґрунтування місця вимірювання пацієнта у розділі Обмеження пристрою.

4. Основні метрологічні визначення::

Ця процедура використовує метрологічні визначення відповідно до стандарту NTC-2194, лексики основних та загальних термінів у метрології та стандарту NTC-IEC-60601-1, Електромедичне обладнання. Частина 1: Загальні вимоги до безпеки, вони:

4.1. Точність вимірювання.

Близькість узгодження між результатом вимірювання та справжнім значенням вимірюваної величини.

.

4.2. Цифровий вимірювальний прилад.

Вимірювальний прилад, що подає вихідний сигнал у цифровій формі..

4.3. Аналоговий вимірювальний прилад.

Вимірювальний прилад, в якому вихід або подання інформації є суцільною функцією вимірюваної величини або вхідним сигналом.

4.4. Шаблон роботи.

Шаблон, який зазвичай використовується для калібрування або перевірки вимірювальних приладів.

4.5. Похибка вимірювання.

Результат вимірювання мінус справжнє значення вимірюваної величини. Примітка Коли необхідно розрізняти "похибка" і "відносна похибка", першу іноді називають абсолютною помилкою вимірювання. Це не слід плутати з абсолютним значенням помилки, яке є модулем помилки.

4.6. Повторюваність вимірювального приладу.

Здатність вимірювального приладу давати дуже близькі показники, при повторних застосуваннях однакової величини, що вимірюються при одних і тих же умовах вимірювання.

4.7. Невизначеність вимірювання.

Параметр, пов'язаний з результатом вимірювання, який характеризує дисперсію значень, які можна було б розумно віднести до величини, що підлягає вимірюванню. Примітка1: Параметр може бути, наприклад, стандартним відхиленням (або заданим кратним на нього) або напів довжиною інтервалу, який має певний рівень довіри.

4.8. Оцінка (невизначеності) Тип А.

Метод оцінки невизначеності за допомогою статистичного аналізу серії спостережень.

4.9. Оцінка (невизначеності) Тип В.

Метод оцінки невизначеності іншими способами, ніж статистичний аналіз серії спостережень.

4.10. Калібрування.

Сукупність операцій, що встановлюють у конкретних умовах залежність між величинами величин, зазначених вимірювальним приладом або вимірювальною системою, або величинами, представленими матеріалізованою мірою або контрольним матеріалом, та відповідними значеннями, визначеними середина зразків.

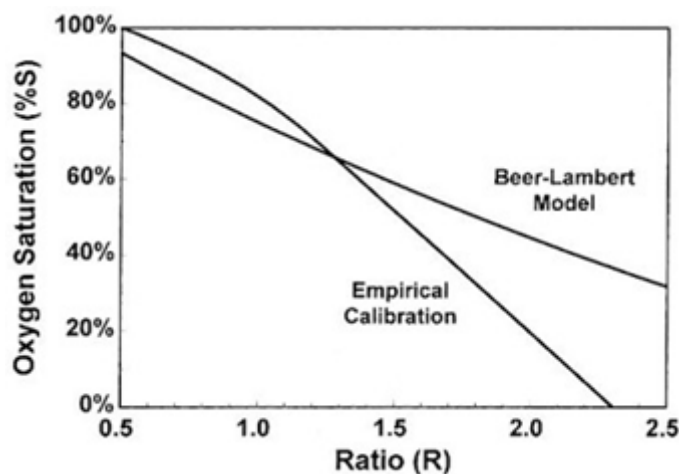


Рис. 4.1. Калібраційна крива

$$SpO_2 = 110 - (25 \times R)$$

РІВНЯННЯ ЛІНЕАРИЗАЦІЯ КУЛЬБРАЦІЙНОЇ КУРИ

4.11. Електромедичне обладнання.

Електрообладнання, забезпечене єдиним підключенням до мережі електроживлення та призначене для діагностики, намагається реабілітувати та / або контролювати пацієнта під медичним наглядом та який має фізичний контакт з пацієнтом та / або передає енергію та / або отримує енергію.

5. Показання до вимірювання

- а) Перш ніж оцінювати пацієнта, роботу датчика та обладнання необхідно перевірити шляхом

самовимірювання. Завжди слід бути обережним, щоб користуватися датчиком, відповідним використовуваному обладнанню, і вибирати відповідний датчик для пацієнта (дитячий або дорослий, для пальця або для мочки вуха).

- b) Виберіть відповідно до умов пацієнта місце, де буде розміщений датчик для вимірювання: нігтьове ложе пальця - як правило, показник -, у новонароджених та немовлят можна використовувати перше або задню частину руки або стопи; Іноді у дорослих можна застосовувати мочку вух.
- c) Слід переконатися, що немає ні лаку, ні будь-якого іншого елемента, який може заважати кремам, фарбам, барвникам або подібним.
- d) Фотодіод, що випромінює світло (червоне світло), повинен бути завжди розміщений у напрямку до нігтьового ложа, а приймаючий фотодіод (який не випромінює світло) на абсолютно протилежному кінці (паралельно лінії) у напрямку до пульпозного пальця.
- e) Якщо є надлишкове навколишнє світло, датчик слід закрити.
- f) Потрібно перевірити, що місце вимірювання добре просочене, не стиснене або холодне, із сухою, не потовиділеною шкірою та уникаючи будь-якого тиску на місце вимірювання, наприклад, манжети під тиском.
- g) Артефактів руху слід уникати, намагаючись утримувати пацієнта максимально спокійно під час вимірювання, сидячи чи лежачи.

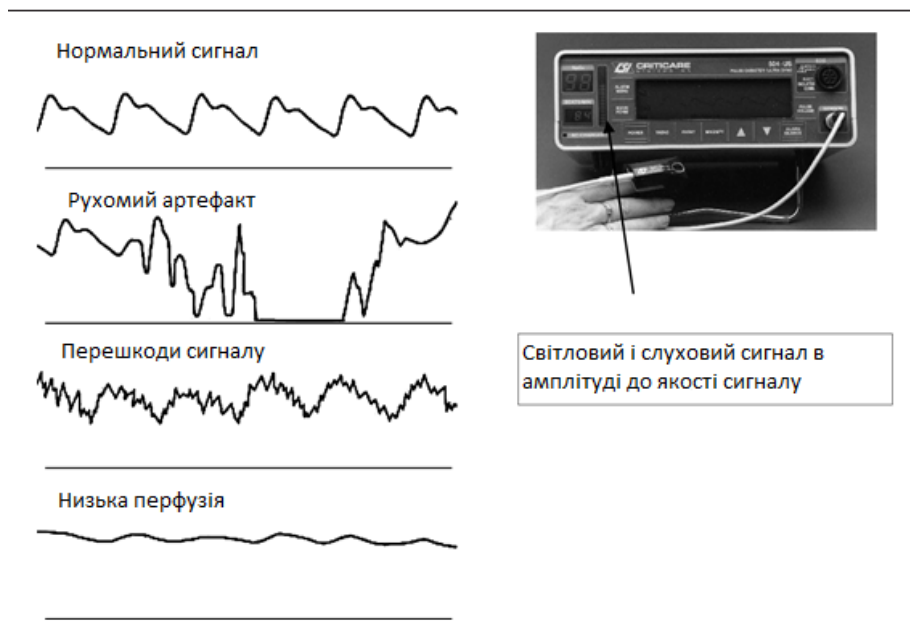


Рис 5.1. Закономірності плетисмографічної кривої сигналу оксиметрії.

- h) Після розміщення датчика на екрані пристрою слід оцінити стійкість плетисмографічної кривої або світлового сигналу, переконавшись, що він постійний за інтенсивністю та ритмом (рис. 4.1).

Коли є невідповідність між значеннями SpO₂ та клінічним статусом пацієнта або не досягнуто хорошого сигналу плетизмографічної кривої, датчик необхідно перемістити та / або перевірити іншим датчиком, який краще підходить пацієнту. .

Якщо проблему неможливо виправити, про вимірювання SpO₂ не слід повідомляти.

- i) Виконайте показник насичення та серцебиття.
- j) Письмовий звіт про результати вимірювання SpO2 повинен містити такі дані: а) ім'я пацієнта; б) дата та час проведення випробування; в) натхненна фракція кисню (кількість доповнення до навколишнього середовища або кисневої терапії, якщо це необхідно); г) модель та марка апаратури імпульсної оксиметрії.
- к) Рекомендується використовувати універсальні заходи безпеки щодо поводження з датчиками та обладнанням.

6. Архітектура системи

Загальна ідея проекту полягає у розробці системи, яка фіксує фізіологічні змінні пацієнтів, що використовують компоненти низької вартості. Для цього було використано Arduino UNO разом із платформою eHealth, яка включає таблицю та кілька датчиків для реєстрації цих біомедичних даних. Ці дані надсилаються на веб-сервер через WiFi, завдяки додаванню модуля WiFi до плати Arduino. Файл .php відповідає за отримання на сервер, де вони аналізуються і зберігаються правильно в базі даних. Згодом користувачі можуть використовувати веб-додаток, розроблений для консультацій та керування збереженими даними. Ініціативу в спілкуванні системи бере на себе система збору даних, яка буде активована кнопками.

На наступному зображенні представлена загальна схема всіх залучених сторін:

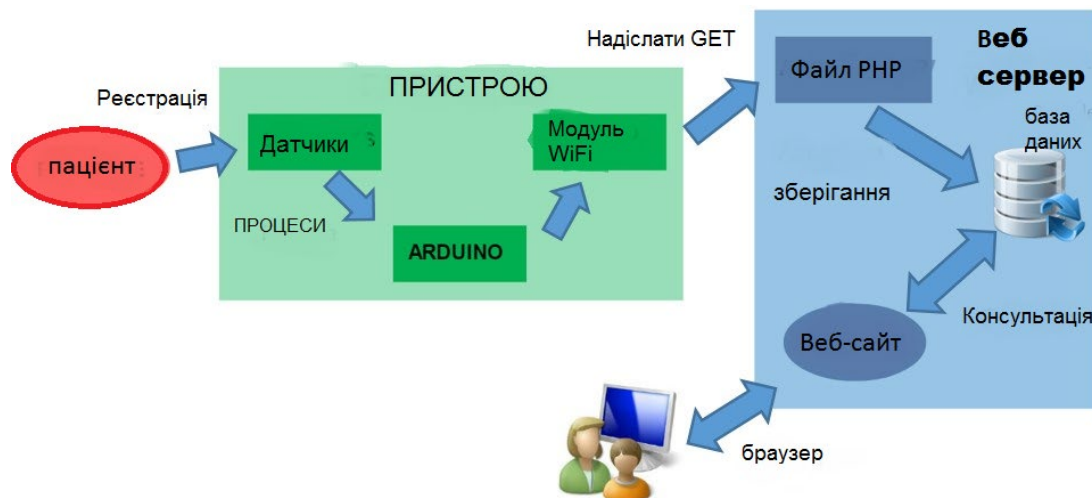


Рис 6.1. Загальна архітектура системи

Розроблена система являє собою об'єднання різних апаратних та програмних засобів та технологій, таких як:

Програмне забезпечення:

- Arduino IDE і бібліотеки зв'язку.
- Бібліотеки Arduino для платформи e-Health V2.0
- PHP, JavaScript, HTML як інструменти веб-розробки.
- APACHE. HTTP-сервер

- SQLite як менеджер баз даних.

Обладнання:

- ПК або сумісний комп'ютер.
- Ардуїно ООН
- Платформа E-Health V2.0 для ардуїно та Raspberry-pi
- Набір датчиків для біомедичних вимірювань для платформи e-Health V2.0
- Комунікаційний щит »для Ардуїно
- Модуль WiFi для Arduino: "Roving RN-XVee"
- WiFi роутер
- Електроінструменти (протоборд, кнопки, світлодіоди, резистори та кабелі).

6.1. Система збору біомедичних даних

Система збору біомедичних даних складається з плати UNO Arduino, платформи eHealth, «екрану зв'язку» та модуля WiFi RN-XV 171. Крім того, для комплектування використовується протоборд з кнопками, світлодіодами, резисторами та кабелями. Вся система.

6.2. Ардуїно

Arduino - компанія з відкритим кодом, що займається розробкою плат, що інтегрують мікроконтролер з аналоговими та цифровими входами та виходами в середовищі розробки (IDE).

Arduino звертає увагу на простоту використання та низьку вартість, саме тому він є дуже використовуваним інструментом для всіх типів проектів, не потребуючи експертів у роботі. Зазвичай його використовують студенти, викладачі та всі, хто хоче розпочати у світі програмування. Крім того, плата Arduino має можливість підвищити свою функціональність, оскільки інші подовжувальні плати можуть бути підключені до неї штифтами, пропонуючи нові функції та функції. Ви також можете додати різні приводи та датчики для взаємодії з навколишнім середовищем.

Приблизно з 2005 року Arduino використовує 8-бітні мікроконтролери Atmel AVR, але сьогодні вони співіснують з 32-бітовими мікроконтролерами ARM. Для програмування мікроконтролера плата підключається до комп'ютера і код завантажується в нього через послідовний зв'язок. Після завантаження програми на плату підключати її до комп'ютера не потрібно, потрібно буде лише підключити її до зовнішнього джерела живлення для запуску програми.

Програмне забезпечення Arduino можна безкоштовно завантажити з офіційного веб-сайту Arduino. Це інтуїтивне та просте у використанні середовище, засноване на обробці та мові програмування провідки.

В даний час існує велика кількість моделей плати Arduino, понад 16 моделей. Завдяки цьому ми можемо вибрати той чи інший тип залежно від завдання, яке ми хочемо виконати. Для цього ми повинні переглянути наступні основні характеристики:

- Штифти: кількість аналогових та цифрових штифтів, необхідних для завершення проекту. Чим більше шпильок має тарілка, тим більше можна зробити і тим дорожче буде плата.
- Флеш-пам'ять: зберігає код програми. Залежно від розміру програми та кількості констант і змінних, які потрібно використовувати, знадобиться більша або менша флеш-пам'ять.
- SRAM (статична пам'ять з випадковим доступом): тут програма зберігає та маніпулює змінними під час роботи програми. Якщо у SRAM не вистачає місця, програма Arduino несподівано вийде з ладу, навіть якщо вона складена і завантажена в Arduino правильно, додаток не запуститься або запуститься дивним чином.
- Пам'ять EEPROM: це простір пам'яті, який програмісти можуть використовувати для зберігання довгострокової інформації.
- Мікроконтролери: вони можуть бути 8 біт (AVR) або 32 біта (ARM). 32-бітні мають більш високу продуктивність, але для більшості проектів достатньо 8 біт.

Ардуїно ONE

Хоча існує безліч табличок з різними характеристиками, найбільш використовуваною є Arduino UNO, оскільки вона має гарну ціну і збалансовані характеристики, що дозволяє розробляти більшість проектів. Тому для реалізації цього проекту було використано Arduino UNO. На наступній фотографії представлені контури частин цієї таблички:

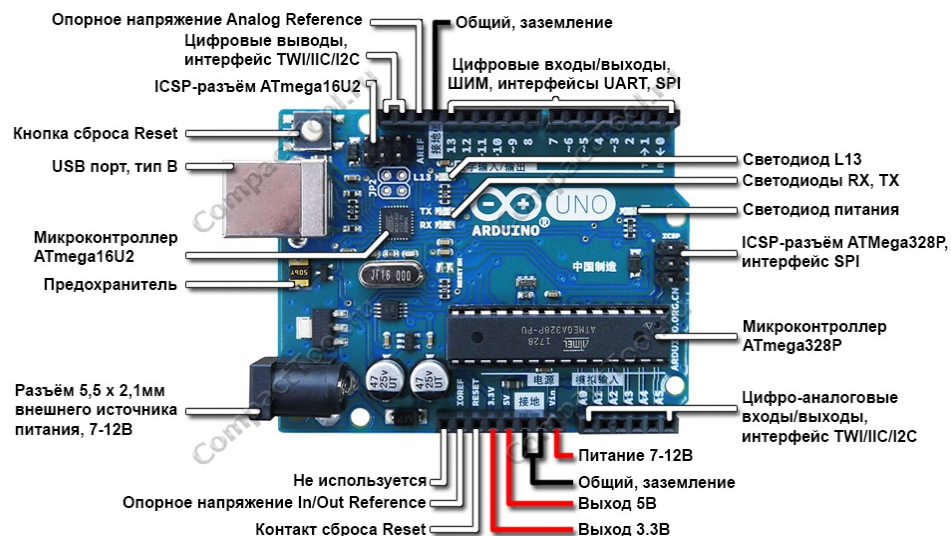


Рис 6.2. Схема частин Ардуїно ONE

Технічні характеристики дошки Arduino UNO наведені в наступній таблиці:

Технічні умови	
Мікроконтролер	ATmega328P
Робоча напруга	5V
Вхідна напруга (рекомендується)	7-12V

Вхідна напруга (ліміт)	6-20V
Цифрові штифти вводу / виводу	14 (6 забезпечують вихід PWM)
Виводи аналогового входу	6
Струм на штифт вводу / виводу	20 mA
струм контактів 3.3V	50 mA
Флеш-пам'ять	32 KB (0,5KB reservados para el bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Тактова швидкість	16 MHz
Вага	25 g
Розміри	68.6 mm x 53.4 mm

Таблиця 6.1. Технічні умови Arduino UNO

6.3. Модуль WiFi

Обмін даними між платою Arduino та веб-сервером здійснюватиметься через зв'язок WiFi. Спеціально для цієї роботи був обраний WiFi модуль Roving RN-XV 171, головним чином тому, що він відповідає вимогам для виконання функції, необхідної в цьому проєкті. Цей модуль розроблений Roving Networks і є системою зв'язку Wi-Fi, спеціально розробленою для міграції з архітектури

802.15.4 до стандарту TCP / IP без необхідності переробляти обладнання.



Рис 6.3. Roving RN-XV WiFi модуль

Цей модуль містить радіо 802.11b / g, 32-бітний процесор, годинник в режимі реального часу, блок управління живленням і аналоговий інтерфейс. Модуль попередньо записав прошивку, яка спрощує інтеграцію та мінімізує час розробки, маючи просту конфігурацію обладнання, де є лише чотири з'єднання: PWR, TX, RX та GND.

- Деякі особливості цього модуля:
- 8 Мбіт флеш-пам'яті та 128 КБ оперативної пам'яті

- 8 GPIO (Загальні штифти, поведінку яких може контролювати користувач під час виконання) та 3 аналога.
- Він може живитися від регульованого джерела постійного струму 3,3 В або від 2 до 3 В від батарей.
- Захист автентифікації Wi-Fi: WEP-128, WPA-PSK (TKIP), WPA2-PSK (AES).
- Стандарт: клієнт DHCP, клієнт DNS, ARP, ICMP ping, FTP, TELNET, HTTP, UDP, TCP.
- Апаратні інтерфейси: TTL UART
- Швидкість передачі даних про хост: до 464 Кбіт / с (UART)
- Він має конфігурацію через UART або бездротовий інтерфейс за допомогою простих команд ASCII.

Щоб використовувати цей модуль WiFi, ви також повинні використовувати плату "Зв'язок щита".



Рис 6.4. "Щит зв'язку" для Ардуїно

Ця плата разом з модулем WiFi розміщується на верхній частині плати eHealth, залишаючи такий аспект:

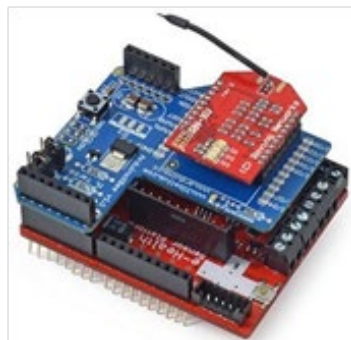


Рис 6.5. Плата eHealth поруч із платою зв'язку та модулем WiFi

На платі "Зв'язок щита" є невеликий комутатор з двома доступними положеннями: дзвінок XBEE та інший USB-дзвінок. Схема комунікацій відповідно до положення, в якому знаходиться комутатор, така:

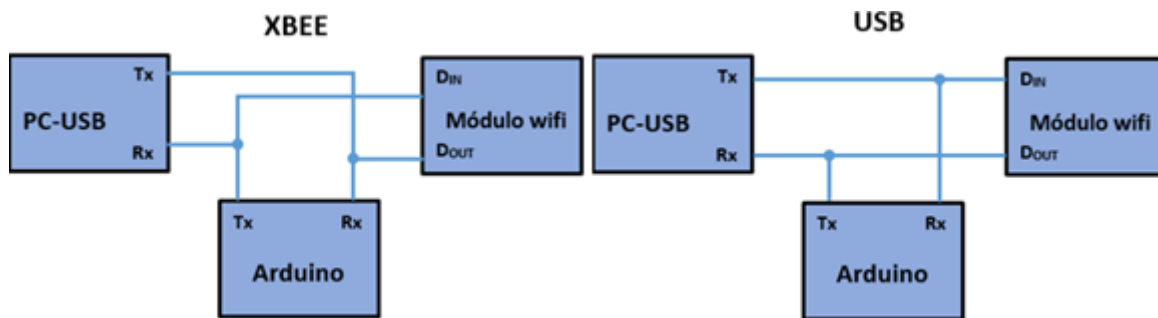


Рис 6.6. Різниця зв'язку між XBEE та USB.

У положенні XBEE висновок модуля WiFi підключений до прослуховуючого контакту мікроконтролера, а вхід WiFi - до виходу мікроконтролера, але слід враховувати, що штифти зв'язку мікропрограми все ще підключені до порту зв'язку Arduino і це до комп'ютера. У цьому режимі мікропроцесор неможливо запрограмувати з комп'ютера, тобто неможливо завантажувати ескіз із програмним кодом.



Рис 6.7. Перемкніть у положення XBEE.

Для завантаження програмного коду повинен бути встановлений перемикач USB, оскільки в цьому положенні модуль WiFi підключений до USB-порту, тому він спілкується безпосередньо з ПК. Після завантаження програми в Arduino перемикач можна переставити і розмістити в положенні XBEE. Це спосіб завантаження ескізів.



Рис 6.8. Перемкніть у положення USB

Під час розробки проекту фізичне підключення порту зв'язку між "Комунікаційним щитом" та Arduino було відключено, а між мікро та модулем WiFi було створено канал програмного забезпечення послідовного зв'язку. Роблячи це, вам уникнути необхідності змінювати положення комутатора, оскільки послідовний порт спілкується з Arduino, а Arduino спілкується з модулем WiFi через інший послідовний порт, щоб можна було використовувати рідний послідовний порт для налагодження коду

Для цього вам потрібно просто зігнути шпильки 0 і 1 нашого щита, щоб вони не контактували з Arduino і відключали послідовне спілкування Щита з Arduino. Наступне завдання - створити віртуальний канал між шпильками 8 і 9 Arduino. Для цього необхідно скористатися бібліотекою SoftSerial. Перемикач повинен знаходитись у положенні XBEE, тому що ви хочете досягти, щоб модуль WiFi спілкувався з мікропроцесором для обміну командами.

Таким чином, Arduino матиме два послідовних порти: рідний USB, який буде використовуватися для програмування та надсилання інформації про налагодження та віртуальний порт для зв'язку між мікропроцесором та модулем WiFi.

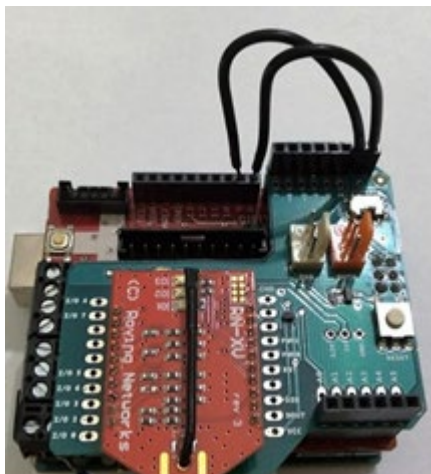


Рис 6.9. Підключення штифтів для відкриття віртуального порту.

Після того як обладнання буде готове, потрібно лише запрограмувати в коді Arduino відкриття нового віртуального порту за допомогою бібліотеки «SoftwareSerial».

```
#include <SoftwareSerial.h>  
SoftwareSerial wifiSerial(8,9);
```

Рис 6.10. Створення віртуального порту в програмі Arduino.

Нарешті, після завершення налагодження коду віртуальний порт видаляється, оскільки він більше не потрібен.

Перш ніж розпочати програмування, ви повинні знати, що модуль WiFi може перебувати у двох станах: командному режимі або режимі передачі даних. У режимі даних модуль WiFi готовий ініціювати зовнішні з'єднання або приймати вхідні з'єднання. Однак, щоб налаштувати модуль, ви повинні перебувати в командному режимі.

За замовчуванням пристрій буде у режимі даних. Для входу в режим команд необхідно надіслати наступну три символічну послідовність: "\$\$\$", і пристрій відповість, надсилаючи "CMD", вказуючи, що він знаходиться в режимі команд.

Опинившись у цьому режимі, можна надіслати скрипти для налаштування модуля. Пристрій прийме байти ASCII як команди. Кожна команда закінчуватиметься поверненням перевезення. Щоб вийти з режиму командування, надішліть: «вихід». Пристрій відповість "EXIT", вказуючи на те, що він успішно вийшов з командного режиму та перейшов у режим даних. У більшості команд, що надсилаються, пристрій відповість "АОК", якщо вони дійсні та прийняті, або "ЕЕР", якщо вони недійсні або сталася помилка.

Синтаксис команд дуже простий. Кожна команда складається з ключового слова та декількох додаткових параметрів, розділених пробілами. Команди можна класифікувати на 5 типів:

- Команди введення (SET): Змінення параметрів модуля. Вони набувають чинності негайно, і щоб вони були постійними, їх потрібно зберегти.
- Команди запитів (GET): Показує інформацію про модуль та його параметри.
- Команди стану (СТАТУС): Подивіться, що відбувається з інтерфейсом, статусом IP та ін.
- Команди дій (ДІЙ): Дозволяє такі дії, як сканування, підключення, відключення тощо.
- Команди введення / виводу файлів (FILE IO): оновлення, завантаження та збереження налаштувань, видалення файлів тощо.

Щоб зміни були постійними, ви повинні надіслати команду “save”, щоб зберегти її, але модуль завантажить налаштування, які він мав перед включенням пристрою.

Деякі з найважливіших команд, які були використані для цієї роботи, є наступними:

- \$\$\$: Введіть командний режим.
- Встановити фразу <wring>: Введіть пароль мережі Wi-Fi (WPA та WPA2).
- Встановити wlan join <значення>: встановити політику для автоматичного приєднання / приєднання до мережі. Для цієї команди є 5 можливих значень:
- Set wlan join <value>: встановити політику для автоматичного приєднання / приєднання до мережі. Для цієї команди є 5 можливих значень:

Значення	Політика
0	Вручну, не намагайтеся підключитися автоматично
1	Спробуйте приєднатися до точки доступу, яка відповідає SSID та збереженому ключу.
2	Він приєднується до мережі, яка має більшу потужність і зберігає свій пароль, незалежно від SSID
3	Зарезервовано, не використовується.
4	Створіть мережу Adhoc, за допомогою SSID, ip у зберігається мережна маска

Таблиця 6.2. Політика щодо підключення до мережі.

- join <ssid>: приєднайте модуль WiFi до мережі з цим ім'ям (якщо ваш пароль зберігається).
- Set ip host <IP address>: Налаштуйте IP-адресу хоста, встановивши один з комп'ютера, який підтримує веб-сервер.
- Set ip remote <port number>: Налаштуйте номер порту, який слухає хост.

6.4. Платформа EHealth

Платформа eHealth розроблена Cooking Hacks з метою допомоги тим, хто зацікавлений у реєстрації біомедичних даних, чи то для розваги, чи для досліджень та розробок. Основна перевага - його низька вартість порівняно з відомими сьогодні вимірювальними приладами. Однак його не можна використовувати для спостереження за критичними пацієнтами, оскільки він не має відповідних медичних сертифікатів.

Ця платформа складається з платини та різних датчиків, які використовуються для вимірювання різних біомедичних змінних. Інформація, взята з датчиків, може бути відстежена в режимі реального часу або збережена для подальшого використання. Крім того, ці дані можуть надсилатися бездротово за допомогою таких технологій, як WiFi, Bluetooth та ін.

Таблиця EHealth

Дошка eHealth є основним обладнанням платформи, оскільки вона відповідає за підключення всіх датчиків та збирання всіх отриманих ними даних. Дошка eHealth спілкується з Arduino через штирі. Окрім штифтів, у нього є перемичка EMG / ECG, кнопка GLCD, роз'єм для РК-екрана та різні роз'єми для різних датчиків.

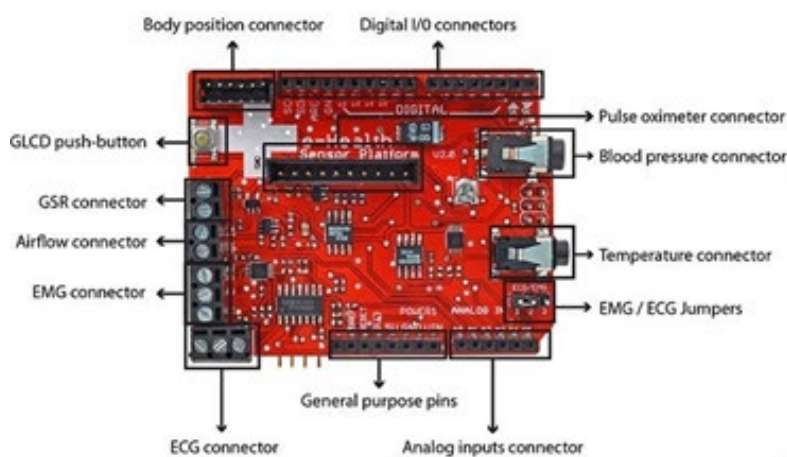


Рис 6.11. Вид зверху до ради eHealth.

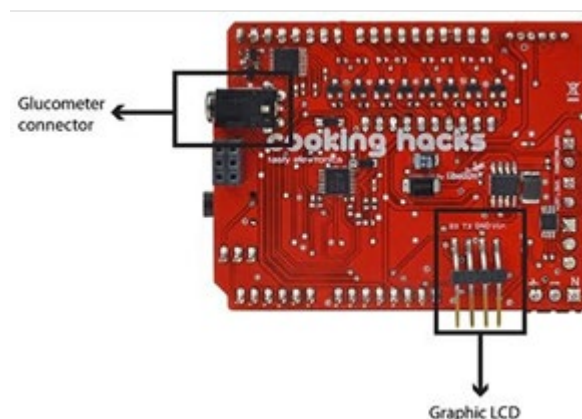


Рис 6.12. Вид зверху до ради eHealth.

Датчики

У цій платформі Health ви можете використовувати 9 різних датчиків. Кожен надає дані фізіологічної змінної, які будуть корисні для оцінки стану пацієнта. Датчики, які можна підключити до плати eHealth, такі:

- -Імпульсний оксиметр.
- Електрокардіограма (ЕКГ).
- Датчик потоку повітря при диханні.
- Датчик температури тіла.
- Датчик артеріального тиску.
- Датчик положення пацієнта.
- Датчик шкірної провідності.
- Глюкометр.
- Електроміограма (ЕМГ).



Рис 6.13. Плата eHealth із усіма доступними датчиками.

Незважаючи на це, для спрощення проекту було використано лише три:

- Датчик температури тіла.
- Імпульсний оксиметр.
- ЕКГ.

Причиною цього вибору є те, що кожен з них являє собою метод збору та передачі даних, що дозволяє використовувати їх як модель або приклад для подальшого розширення кількості датчиків, що підлягають розгляду. І датчик температури, і датчик електрокардіограми записують аналогічні дані (оцифровані в Arduino), що надходять безпосередньо з ланцюга підсилення та кондиціонування. Однак, хоча корпус датчика температури є прикладом збору та передачі єдиних

даних, то датчик електрокардіограми дозволяє досліджувати випадок отримання та передачі заданого сигналу як послідовність зразків.

З іншого боку, інформація, що надається імпульсним оксиметром, є цифровою, вона надходить з комерційного інструменту, і система моніторингу зчитує її через свої цифрові входи та передає її. Крім того, система повинна керувати інтерфейсом із пристроєм та синхронізувати зчитування, оскільки для його активації є власний інтерфейс управління.

Температура тіла

Вимірювання температури тіла - це один із заходів, який виконується майже в усіх оцінках пацієнта, завдяки простоті його отримання, оскільки це неінвазивний метод та велика інформація, яка може надати нам інформацію про стан пацієнта.



Рис 6.14. . Датчик температури.

Температура тіла корисна для виявлення наявності захворювань, оскільки вона перевіряє працездатність організму в його тепловій регуляції на основі змін температури навколишнього середовища та інтенсивності фізичних навантажень. Якщо ця норма не є хорошою, впливає, що у пацієнта щось може піти не так.

Нормальна температура тіла здорової дорослої людини становить близько 36,5 - 37,2 ° C. Залежно від температури є різні стани:

- Гіпотермія, коли температура нижче 36 або менше.
- Febricle, коли температура знаходиться в межах 37,1-37,9.
- Гіпертермія або лихоманка, коли температура дорівнює або перевищує 38.

Температуру можна виміряти в різних частинах тіла, зазвичай вимірюють в пахвах, у роті або в прямій кишці. Залежно від місця її вимірювання, отримане значення може дещо змінюватися.

Майте на увазі, що є кілька факторів, які можуть впливати на температуру тіла. Деякі з цих факторів такі:

- Вік особистості.
- Інтенсивність виконуваних фізичних навантажень.
- Конституція особистості.
- Температура і вологість навколишнього середовища.
- Одяг.
- Вживання наркотиків.
- Наявність якоїсь хвороби.

Пульсоксиметр

Пульсова оксиметрія - це неінвазивний метод, що дозволяє контролювати здоров'я людей, особливо тих, хто страждає хронічними респіраторними або серцевими захворюваннями.



Рис 6.15. пульсоксиметр

Цей прилад зазвичай розміщують на тілі, яка є відносно напівпрозорою, зазвичай на пальцях.

Імпульсний оксиметр дає нам інформацію про дві фізіологічні змінні: пульс і насичення киснем крові. Насичення киснем визначається як міра кількості розчиненого кисню в крові на основі виявлення гемоглобіну та оксигемоглобіну (HbO₂). Це можливо, оскільки ці сполуки мають різний рівень поглинання різної довжини тоді. Використовуються дві довжини хвилі: 660 нм (рій рій) і 940 нм (інфрачервоний рій). На протилежній стороні фоторецептор сприймає не поглинене світло двох світлодіодів і обчислює насичення артеріального кисню.



Рис 6.16. Поведінка світла, різної довжини хвилі, при різних рівнях гемоглобіну в крові.

Нормальні показники кисню крові здорової людини складають від 95% до 99%. Що стосується частоти серцевих скорочень у здорової людини, то вона становить від 60 до 100 ударів в хвилину. Значення нижче 60 ударів в хвилину призвели б до брадикардії і більше 100 до тахікардії.

Електрокардіограма

Електрокардіограма - це діагностичний тест, який реєструє електричну активність серця. Сьогодні це один з основних інструментів, який використовується для оцінки стану та функціонування серця. Застосовується для вимірювання частоти серцевих скорочень та регулярності ударів, можливих легеневих патологій (легенева емболія), серцево-судинних проблем (аритмії, перикардит тощо), іонних порушень, таких як калій, магній тощо.

Для його здійснення електроди розміщують на поверхні тіла пацієнта.



Рис 6.17. Датчик електрокардіограми.

Нормальне подання електрокардіограми відбувається за наступною схемою.

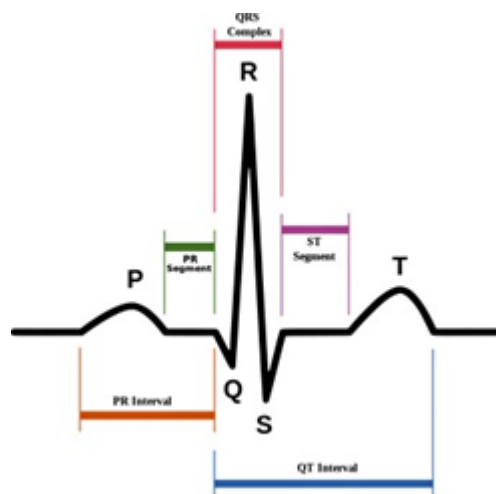


Рис 6.18. Комплекс QRS електрокардіограми.

Типове відстеження електрокардіограми, що записує нормальне серцебиття, складається з хвилі P, комплексу QRS і хвилі T. Також є невелика хвиля U, яка, як правило, незначна.

6.5. Система прийому та управління даними

Система прийому та управління даними підтримується веб-сервером. На цьому сервері розміщені різні файли, завдяки чому вся система працює коректно, наприклад: база даних, файл прийому та веб-додаток.

Веб-сервер - це комп'ютерна програма, яка обробляє додаток на стороні сервера, здійснюючи двонаправлене та / або однонаправлене та синхронне або асинхронне з'єднання з клієнтом та генеруючи або надаючи потрібну йому відповідь або інформацію. Веб-сервер подає статичний вміст у браузер, завантажує файл і подає його через мережу до браузера користувача. Цей обмін опосередковується браузером та сервером, які спілкуються один з одним за допомогою протоколу

HTTP. Термін "сервер" також використовується для позначення комп'ютера, на якому працює програма.

Наш сервер - це локальний веб-сервер, оскільки він розміщений на комп'ютері, підключеному до локальної мережі, і його можна використовувати лише тоді, коли клієнт підключений до тієї ж локальної мережі, що і сервер. Сервер чекає, коли браузер зробить запит, такий як доступ до веб-сторінки, щоб відповісти, надіславши HTML код через мережеву передачу даних.

Зокрема, використовувався сервер Apache, який є веб-сервером HTTP з відкритим кодом. З 1996 року це найпопулярніший веб-сервер у світі, завдяки своїй стабільності та безпеці. Однією з найбільших переваг Apache є те, що це багатоплатформний веб-сервер, тобто він може працювати з різними операційними системами та підтримувати свої відмінні показники.

Основними рисами Apache є:

- Ліцензія GPL
- Підтримка безпеки SSL та TLS.
- Ви можете виконати аутентифікацію даних за допомогою SDB.
- Він може підтримувати різні мови, такі як Perl, PHP, Python та TCL.
- Модульний
- Відкритий код
- Мультиплатформа
- Розширюваний

Для установки Apache ми використовували XAMPP, який є незалежним сервером безкоштовної кодової платформи, що дозволяє встановлювати Apache незалежно від вашої операційної системи. Пакет XAMPP також включає сервери баз даних MySQL і SQLite та мови програмування PHP та Perl.

6.6. База даних

База даних - це структура, в якій ви можете зберігати та впорядковувати дані, які обмінюються один з одним певним зв'язком або зв'язком, що дозволяє класифікувати їх.

Для цього проекту була використана база даних для реєстрації та керування всією інформацією та даними, що використовуються цією системою, такими як: список користувачів, список пацієнтів, список лікарів, список пристроїв та список датчиків.

Ця база даних є реляційною базою даних, оскільки дозволяє встановити взаємозв'язки та зв'язки між даними. Деякі характеристики цих баз даних наступні:

- Дані впорядковані в таблиці, де кожна таблиця по черзі - це набір полів (стовпців) і записів (рядків).
- Зв'язок між двома таблицями (батьківська таблиця та дочірня таблиця) здійснюється за допомогою первинного та зовнішнього ключів.

- Первинний ключ - це первинний ключ запису в межах таблиці, який однозначно ідентифікує кожен рядок таблиці.
- Зовнішні ключі розміщуються в дочірній таблиці, вони містять те саме значення, що і первинний ключ батьківського запису.

З іншого боку, база даних є динамічною, оскільки можна змінювати базу даних у будь-який час, виконуючи вставлення, видалення та модифікацію таблиць і записів.

У цій роботі була використана система управління реляційними базами даних під назвою «SQLite», зокрема її версія 3. SQLite - це безкоштовний інструмент програмного забезпечення, створений

Д. Річард Хіп у 2000 році. Цей інструмент дозволяє легко та ефективно зберігати інформацію без необхідного обладнання. Однією з головних його особливостей є легка портативність завдяки 100% сумісності між різними платформами, тому вам не доведеться виконувати складні процеси імпорту та експорту даних.

Інші його основні характеристики:

- Він побудований у C.
- Повна база даних знаходиться в одному файлі.
- Він має бібліотеки доступу для багатьох мов програмування.
- Підтримує текст у форматі UTF-8 та UTF-16.
- Підтримка від самих основних функцій до найскладнішої мови SQL
- Вихідний код знаходиться у відкритому доступі.
- У версії 3 SQLite дозволяє базу даних розміром до 2 Терабайт.

6.7. Веб-додаток

Для візуалізації та обробки даних було створено веб-додаток, що використовує переважно HTML та PHP як мову веб-програмування. Крім того, були використані різні інструменти:

- Бібліотечний "jprgraph", для візуалізації графіків.
- Форми.
- Образи.
- Шифрування "sha1" для кодування паролів користувачів.

Веб-додаток звертається до бази даних для отримання даних, які запитує користувач

7. Впровадження системи

7.1. Система збору біомедичних даних

7.1.1. Архітектура апаратних систем

Щоб скласти апаратну частину пристрою, прикріплені плата Arduino UNO, eHealth, «Комунікаційний щит» та модуль WiFi, один поверх іншого. Датчики будуть підключені до відповідних роз'ємів на платі eHealth. У вільних цифрових штифтах протоборд з кнопками та світлодіодами буде з'єднаний кабелями. Дошка Arduino UNO повинна бути підключена до джерела живлення, будь то комп'ютер, зовнішній акумулятор тощо. На наступному зображенні показана схема пристрою.

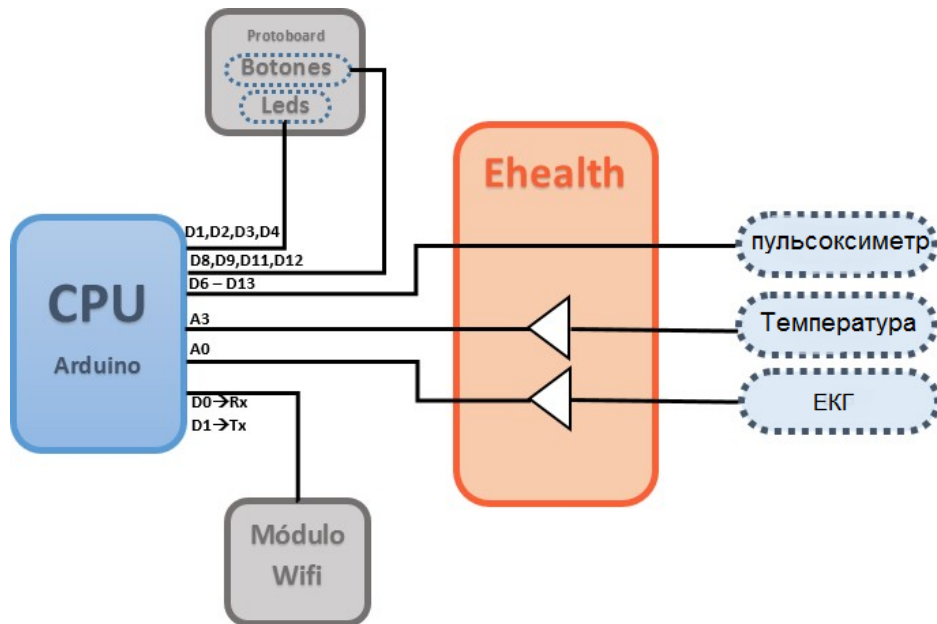


Рис 7.1. . Архітектура апаратних систем

У цьому проекті ініціатива в передачі та передачі інформації здійснюється моніторинговою системою, тому ми повинні розробити та включити панель управління з різними кнопками для управління різними функціями нашого пристрою. Для цього було використано кілька електронних інструментів, таких як: протоборд, кнопки, світлодіоди, резистори та кабелі.

Для кожного використовуваного датчика встановлена кнопка, і кнопка дозволяє ідентифікувати та призначити конкретного пацієнта кожному пристрою. Натискаючи кожен з цих кнопок, пристрій розпізнає її та інтерпретує конкретні дії, які ви повинні вжити.

- Кнопка 1 запускає процес вимірювання та надсилання зразка температури
- Кнопка 2 запускає процес вимірювання та передачі зразків імпульсного оксиметра.
- Кнопка 3 запускає процес вимірювання та надсилання послідовності ЕКГ.
- Кнопка 4 запускає запит на сервер про призначення та / або модифікацію пацієнта, призначеного пристрою.

Крім кнопок, для кожної кнопки також розміщено орієнтовний світлодіод. Ці світлодіоди використовуються для вказівки, чи натиснута кнопка правильно, оскільки при натисканні однієї з кнопок світлодіод, відповідний зазначеній кнопці, загорятиметься та залишатиметься увімкненим або блимає відповідно до дії, яке ЦП виконує у кожний момент. Після завершення дії та надсилання даних світлодіодний індикатор вимкнеться, вказуючи на те, що можна виїняти датчик з тіла пацієнта. Світлодіод поруч із кнопкою призначення пацієнта залишається світитися, коли пристрій

доступний для виконання будь-яких дій. Якщо натиснути цю останню кнопку, загоряться всі світлодіоди, що вказує на те, що на сервер надсилається запит про призначення нового пацієнта.

Панель управління підключена до Arduino UNO наступним чином:

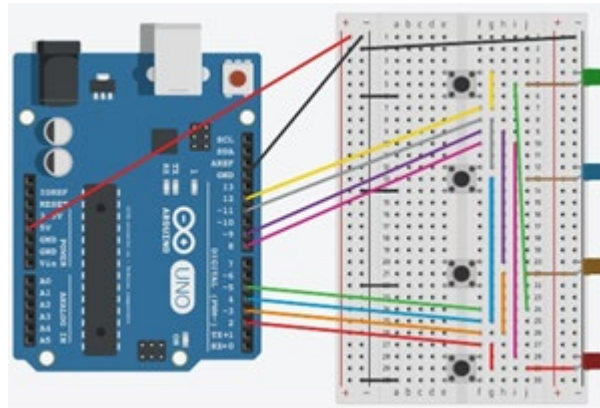


Рис 7.2. З'єднання вручну з Arduino UNO

Датчики

Далі пояснюються схеми кожного датчика.

Температура тіла

Конструкція датчика температури базується на мосту Wheatstone. Міст Пшеничного каменю був розроблений для покриття діапазону температур, що цікавлять: від 25°C до 50°C. Різнична вихідна напруга моста Пшеничного каменю посилюється і посилається на землю за допомогою приладового підсилювача. Цей датчик зв'язується через аналоговий контакт з Arduino. На наступному зображенні ви бачите відповідну схему цього датчика:

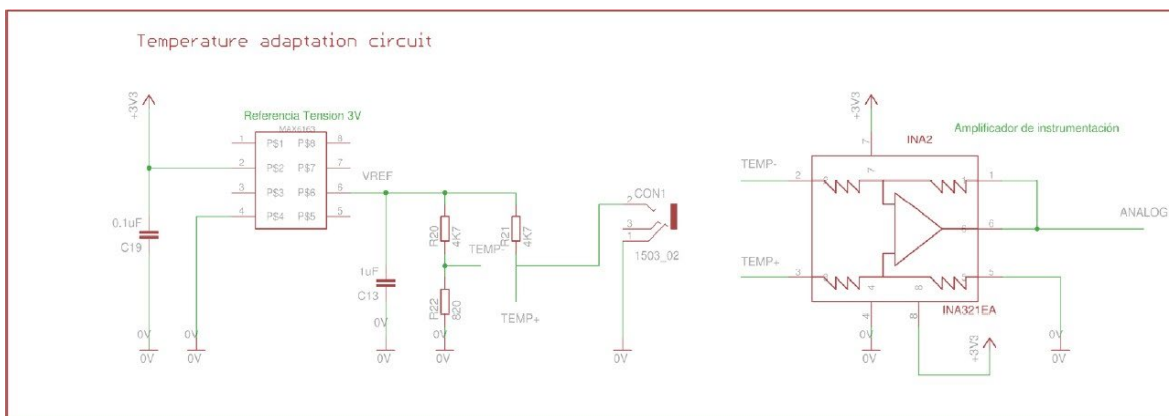


Рис 7.3.. Схема адаптації датчика температури.

Електрокардіограма

Адаптаційна електроніка, необхідна для електрокардіограми, базувалася на технічних характеристиках підсилювача приладів. Цей пристрій відповідає за посилення диференціального вхідного сигналу з лівого та правого електродів. Операційні підсилювачі використовуються для виконання різних етапів, необхідних для вимірювання ЕКГ-сигналу. Цей датчик використовує аналоговий штифт Arduino 0 для зв'язку. На наступному зображенні показана відповідна схема цього датчика:

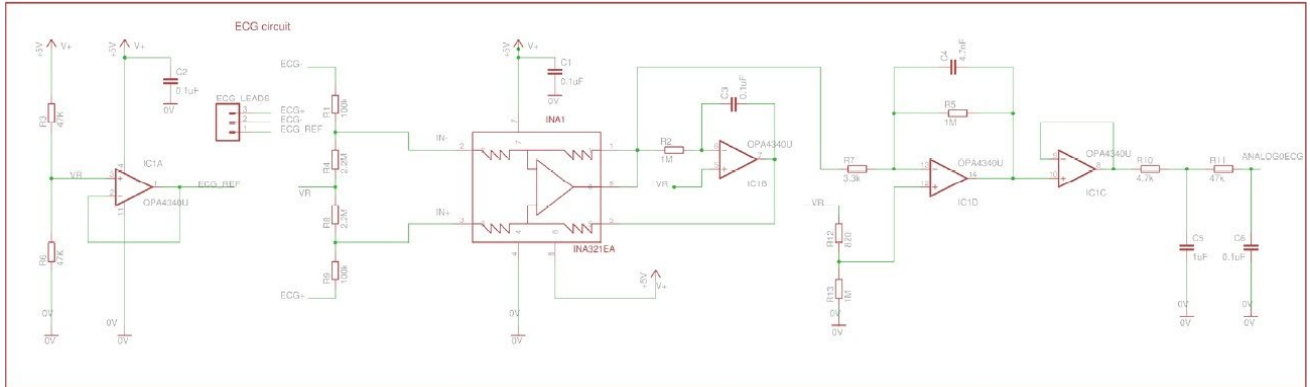


Рис 7.4. Схема адаптації електрокардіограми.

пульсоксиметр

Транзисторизовані етапи використовуються для зчитування значень, що з'являються на екрані пристрою, використовуючи переривання в якості системи виявлення.

Arduino зчитує інформацію про імпульсний оксиметр через свої цифрові входи від 6 до 13. На наступному зображенні показана інтерфейсна схема цього датчика:

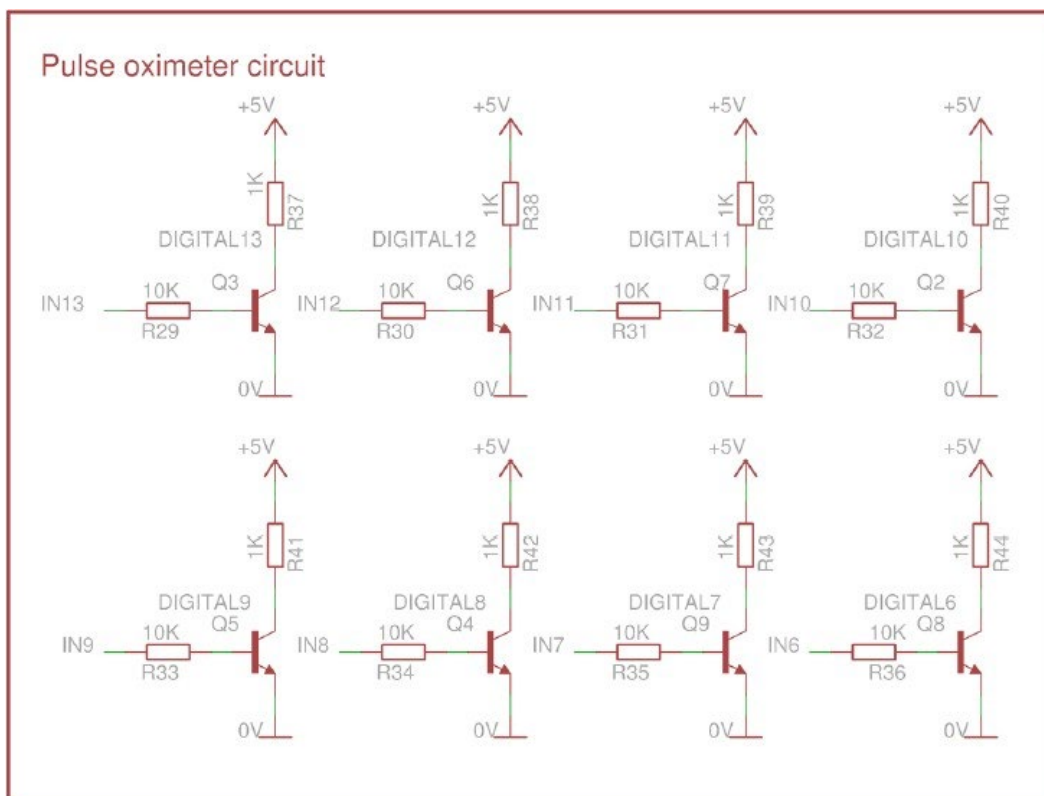


Рис 7.5. Схема адаптації датчика імпульсного оксиметра.

У той же час чотири з цих входів (цифровий 8, 9, 11 і 12) використовуються для зчитування стану кнопок користувальницького інтерфейсу, тому інтерфейс між імпульсним оксиметром, кнопками та процесором буде таким формою:

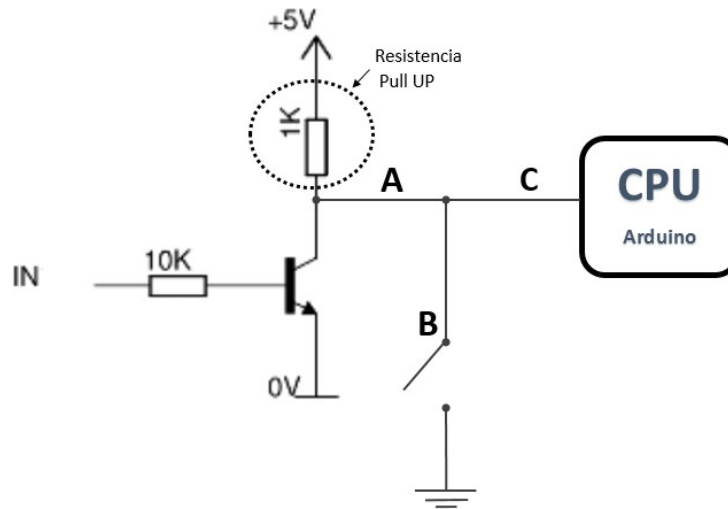


Рис 7.6. Інтерфейс між імпульсним оксиметром, кнопкою та процесором.

Ця схема являє собою провідний AND між перетворювачем на виході імпульсного оксиметра та кнопкою, що розділяє опір підтягування інвертора за допомогою кнопки. З цим досягається те, що отримане CPU змінюється в залежності від того, що отримано від імпульсного оксиметра та стану кнопок. Можливі випадки такі:

A	B	C
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1

B = 0, botón pulsado.

A = 1, pulsioxímetro en marcha.

Таблиця 7.1. таблиця правдивості AND.

Правильне зчитування контролюється програмою Arduino, оскільки вона інтерпретує, чи використовуються кнопки або імпульсний оксиметр у кожному конкретному випадку.

7.1.2. Програма Ардуїно

Наступна блок-схема показує загальну роботу всієї програми, завантаженої в мікроконтролер Arduino:

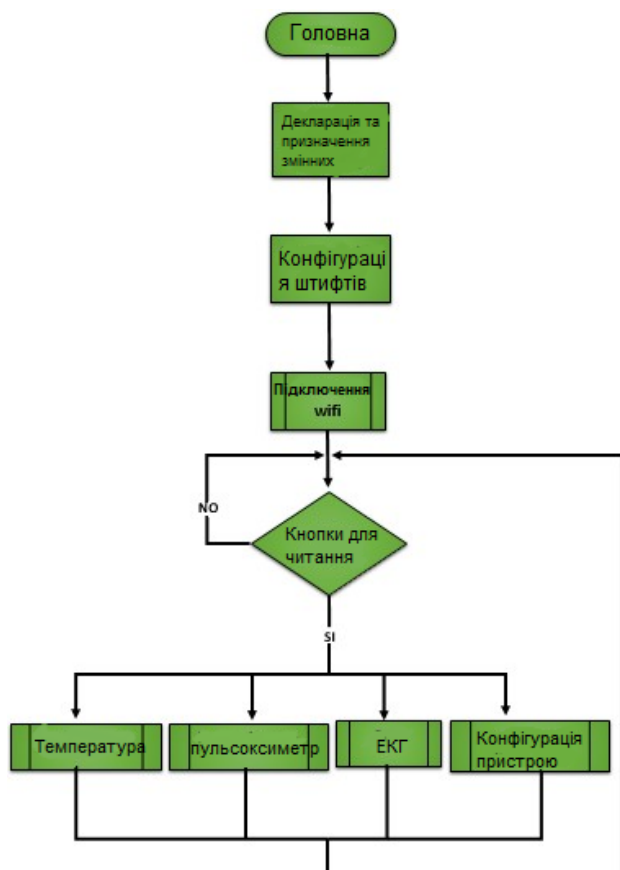


Рис 7.7. Блок-схема програми Arduino.

Робота програми підсумовується підключенням пристрою до мережі WiFi та зчитуванням кнопок. Після натискання кнопки виконується функція, призначена для цієї кнопки. Після закінчення дії кнопка знову зчитується, чекаючи знову натискання кнопки.

Для реалізації програми створено наступні функції:

- Void conexionwifi().
- Void enviarTemperatura().
- Void enviarPulsioximetro().
- Void enviarEcg().
- Void configurarDispositivo().

До цієї програми додаються дві бібліотеки, щоб мати можливість користуватися датчиками. Їого можна завантажити з головної сторінки CookingHacks, в розділі Платформа сенсора e-Health, використовуючи файл .zip, який включає в себе як бібліотеку управління датчиком «eHealth», так і бібліотеку «PinChangeInt», яка дозволяє киньте переривання, коли стан штифтів зміниться. Ця остання бібліотека необхідна лише в тому випадку, якщо використовується імпульсний оксиметр, оскільки він потребує перерв.

Підключення до Wi-Fi

Блок-схема для з'єднання наступна:

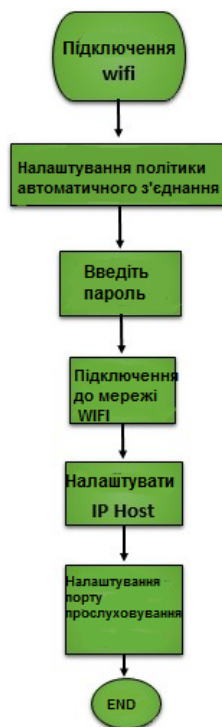


Рис 7.8. Блок-схема функції "wifi connection ()".

Збір та відправлення даних

Щоб виконати будь-яку з доступних функцій, просто натисніть відповідну кнопку. Пристрій несе відповідальність за реєстрацію зразка (у разі сенсорної кнопки) та надсилання запиту GET з інформацією на веб-сервер.

Датчик температури

Механізм запису температури та відправлення її на сервер такий:

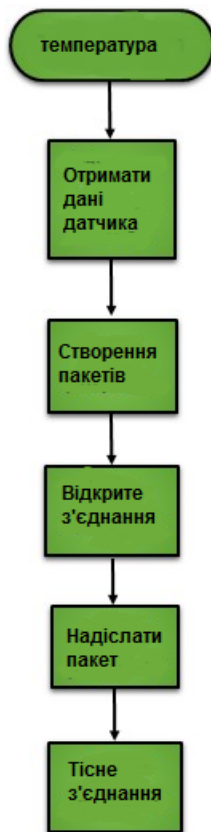


Рис 7.9. Блок-схема функції "send temperature ()".

Дані про температуру збираються з датчика завдяки функції, яку надає бібліотека eHealth: eHealth.getTemperature (). Збираються чотири температурні зразки, кожен щосекунди. Нарешті, той, який надсилається на сервер, є середнім з цих чотирьох заходів.

Пульсоксиметр

Механізм запису зразка імпульсу та відсотка кисню в крові та відправлення його на сервер такий:

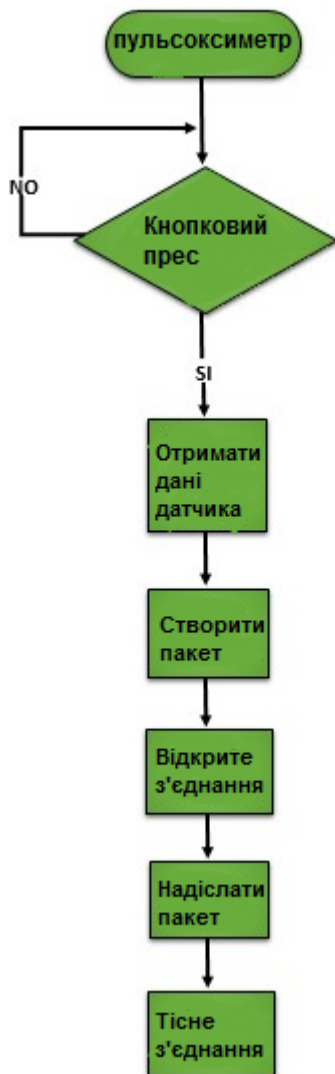


Рис 7.9. Блок-схема функції "відправити пульсоксиметр ()".

Імпульсний оксиметр потрібно увімкнути, щоб мати змогу приймати дані, для цього він має кнопку, вбудовану в той же імпульсний оксиметр. Після включення зразки збираються завдяки функціям `eHealth.getOxygenSaturation ()` та `eHealth.getOxygenSaturation ()`, що надаються бібліотекою `eHealth`. Збирають чотири зразки пульсу і чотири відсотки кисню в крові, по одному на кожну секунду. Нарешті, ті, що надсилаються на сервер, є засобами кожного.

Електрокардіограма

Механізм реєстрації послідовності ЕКГ та відправлення його на сервер такий:



Рис 7.10. Блок-схема функції "sendEcg ()".

Для досягнення послідовності електрокардіограми потрібна велика кількість зразків. Усі зразки повинні бути отримані постійно, з якомога більшою частотою вибірки. Значення напруги збираються завдяки функції `eHealth.getECG ()`, що надається бібліотекою `eHealth`.

Для надсилання зразків ми будемо використовувати формат JSON. Структура JSON складається з двох полів, розділених двокрапкою наступним чином: `{"name": "value"}`. У цьому випадку наше поле "ім'я" називається "дані", а наше "значення" поле - вектор відібраних вибірок. Усі зразки не можна надіслати в одному пакеті, тому вам доведеться розділити їх і надіслати їх меншими пакетами. Перший пакет буде містити заголовок формату JSON, а останній пакет закрий рядок JSON, а також буде містити додаткову змінну під назвою "кінець", яка вказує, що це останній пакет, який потрібно надіслати.

Кількість зразків, розмір пакету та швидкість передачі

Проведені експерименти, щоб визначити кількість зразків, розмір пакету та швидкість передачі, найбільш підходящу для запису та передачі послідовності електрокардіограми з урахуванням обмежень пристрою.

В ідеалі надішліть якомога більше зразків. У цьому випадку ця кількість обмежується 295 зразками, оскільки у Arduino UNO дуже мало оперативної пам'яті (2 КБ). Однак слід пам'ятати, що чим більше взятих зразків, тим менше пам'яті буде доступно для формування пакетів даних, які слід відправити на веб-сервер. Крім того, чим менше зразків на пакет, тим більше часу знадобиться для надсилання всієї послідовності, оскільки в наших тестах на кожен пакет потрібно відправити приблизно 10 секунд.

Наступна таблиця показує мінімальний час, необхідний для надсилання послідовності ЕКГ залежно від кількості розглянутих проб. Це число визначає максимальний розмір пакету і, отже, мінімальну кількість пакетів, необхідних для здійснення послідовності передачі.

Зразки підсумкі в	Зразки в пакет	Кількість пакети	Час (mm:ss)
295	1	295	50:00
250	12	21	3:12
200	24	9	1:36
150	37	5	0:54
148	37	4	0:44

Таблиця 7.2. . Обґрунтування кількості проб, взятих для ЕКГ.

Норма вибірки

Згідно з теоремою відбору проб Найкіста-Шеннона, сигнал повинен бути відібраний з частотою, щонайменше вдвічі більшою за максимальну частоту складову сигналу, що підлягає вибірці.

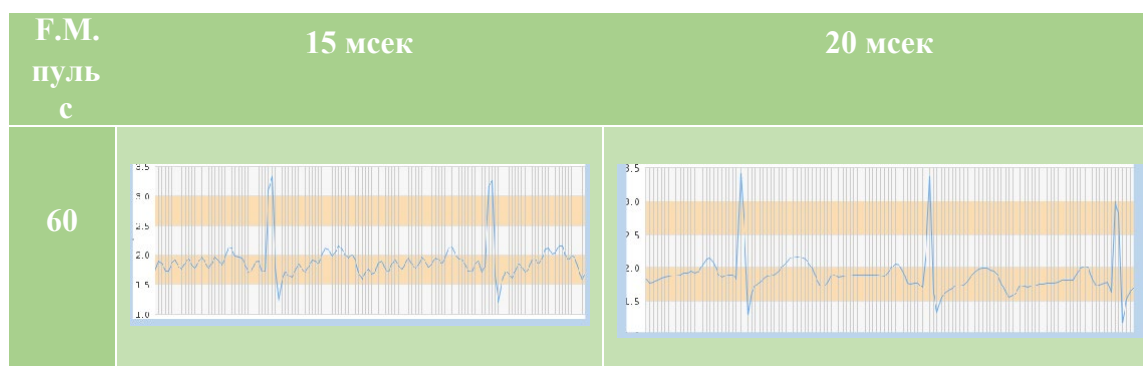
Оригінальні рекомендації АНА (American Heart Association) говорили про високу частоту відключення 100 Гц, тому частота вибірки від 250 до 300 проб в секунду була б достатньою. Недавні дослідження показали, що цих даних недостатньо для отримання ЕКГ у педіатричних пацієнтів, які вимагають, щоб висока частота відсікання становила щонайменше 250 Гц, тому частота вибірки повинна зрости до мінімуму від 750 - 1000 проб в секунду. Незважаючи на це, щоб можна було встановити правильний і надійний медичний діагноз захворювання серця за допомогою електрокардіограми, необхідно збільшити частоту вибірки до 4000, 8000 і навіть

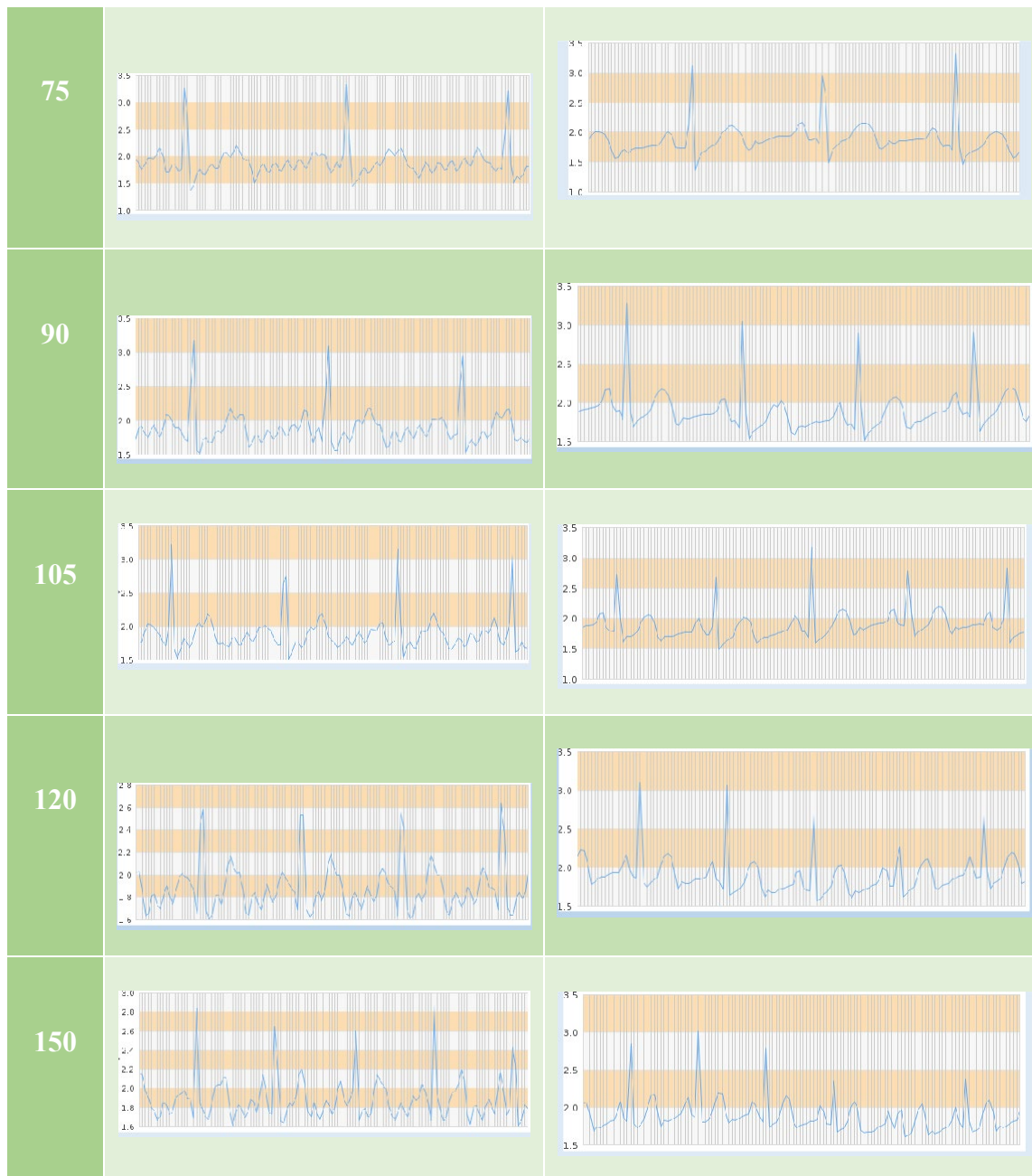
15 000 проб в секунду.





Таблиця 7.3.. Обґрунтування частоти вибірки, що використовується для ЕКГ.





Таблиця 7.4.. Обґрунтування частоти вибірки, що використовується для ЕКГ.

Як ми бачимо, в цьому випадку найкращі результати візуалізації отримують за період вибірки 20 мс. Ці записи електрокардіограми не корисні для постановки медичного діагнозу, оскільки необхідно було б отримати більшу точність, що передбачає більшу кількість проб. Однак якщо це дозволяє нам візуалізувати загальну форму електрокардіограми та проілюструвати роботу нашої системи.

На наступному зображенні показані змінні, які встановлюють кількість зразків (N), максимальний розмір вибірки в упаковці (k) та період вибірки:

```

void enviarEcg(){
    int N=148; //número de muestras.
    int a[N];
    for(int i=0;i<=N-1;i++){
        a[i]=100*eHealth.getECG(); //se convierte en un número entero
        delay(20); //periodo de muestreo
    }
    String dato="{\"datos\":["; //crea cabecera cadena json
    int k=0;

    for (int j=0; j <=N-1; j++){ //recorre todas las muestras
        dato+=a[j];
        k++;
        if((k==37) || (j==(N-1))){ //empaqueta las muestras en paquetes de 37
            if(j==N-1){ //si es la última muestra cierra la cadena json
                dato+="]"};
            }
        }
    }
}

```

Рис 7.11. Частина функції "sendEcg ()", яка контролює кількість вибірок та період вибірки.

Ці значення можуть бути змінені залежно від часу, коли ви готові чекати надсилання всіх даних до тих пір, поки кількість проб та максимальна кількість зразків на упаковку, зазначені в таблиці 7.2, не будуть перевищені.

7.1.3. Система прийому та управління даними

Система прийому та управління даними відповідає за отримання інформації з системи збору даних. Все встановлено на веб-сервері Apache, який підтримує різні файли:

Файл "respciondatos.php": призначення всіх даних, що надсилаються системою збору даних. У цьому файлі отримана інформація аналізується та управляється.

- База даних: вся системна інформація зберігається.
- Веб-додаток: для візуалізації та консультації з інформацією.

7.1.4. База даних

База даних може бути створена через CMD, доступ до виконуваного файлу та введення кодів і команд, або ви можете завантажити будь-яку програму або програму, що дозволяє створити базу даних більш наочним способом. У цьому випадку обрано перший варіант.

База даних складається з 7 таблиць і відповідає наступній реляційній моделі:

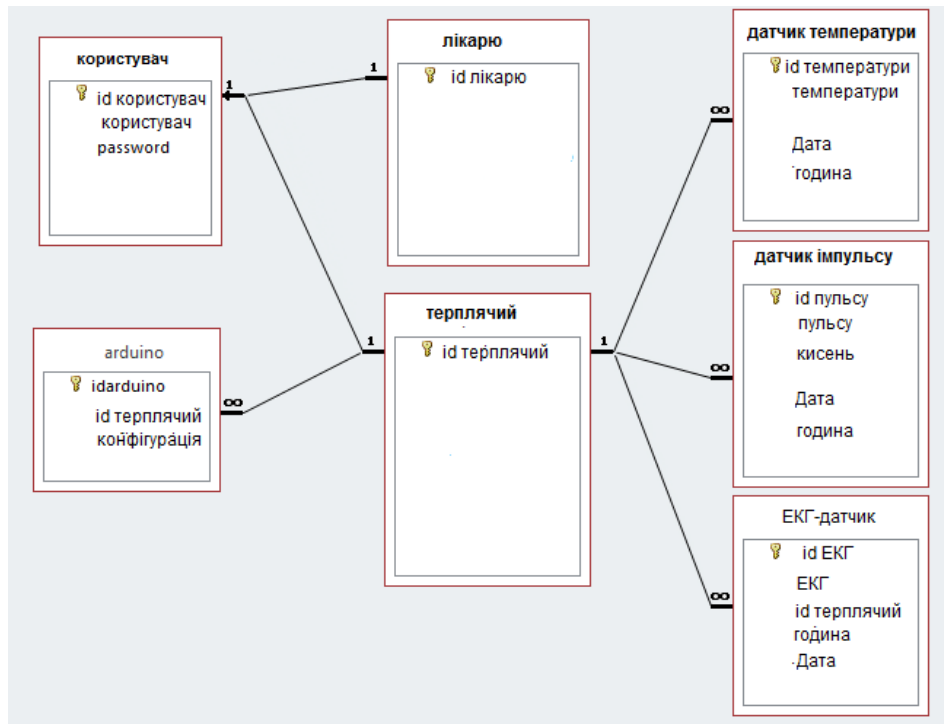


Рис 7.12. Реляційна модель системної бази даних.

Таблиці, що складають базу даних:

- Ім'я користувача
- Лікар
- Терплячий
- Ардуїно
- Датчик температури
- Імпульсний датчик
- Датчик екг

Таблиця "Користувачі" має на меті зареєструвати всіх користувачів, які збираються використовувати веб-додаток. Користувачем буде адміністратор, лікар або пацієнт. У кожного користувача є унікальний ідентифікаційний номер "користувач" (цей користувач автоматично додається, коли вводиться новий пацієнт або лікар), ідентифікація користувача (ідентифікатор особи використовується як ідентифікація, за винятком випадків адміністратора, що його ідентифікація є "адміністратором"); пароль для доступу до веб-програми (пароль кожного користувача знову - це ваш ідентифікатор, за винятком адміністратора, який є "12345"). Залежно від типу користувача, який отримує доступ до програми, ви матимете деякі права чи інші для виконання певних дій. З одного боку, адміністратор може виконувати всі можливі функції, а також:

- Керуйте списком пацієнтів.
- Управління списком лікарів.
- Керування та налаштування пристроїв.

Керуйте всіма вимірюваними записами.

З іншого боку, користувач Медицини може:

- Перегляньте власну інформацію.
- Управління списком відповідальних пацієнтів.
- Ведіть записи вимірювань своїх пацієнтів.

Нарешті, Пацієнт може бачити лише власну інформацію та зареєстровані зразки. Ви також маєте доступ до основної інформації лікаря.

Пароль кожного користувача буде зберігатися в базі даних, закодованій в SHA1, яка представлена шістнадцятковим рядком у 40 знаків. Цей ланцюг є незворотним, тобто, з цього ланцюжка не можна отримати оригінальний ключ.

Медична таблиця зберігає інформацію всіх зареєстрованих лікарів. Кожен лікар має "ідмедичний" ідентифікаційний номер. Основна інформація кожного лікаря складається з імені, двох прізвищ, віку, ДНР та міста.

Таблиця пацієнтів зберігає інформацію про всіх зареєстрованих пацієнтів. У кожного пацієнта є ідентифікаційний номер "пацієнт". Основна інформація кожного пацієнта складається з імені, двох прізвищ, віку, посвідчення особи, міста та ідентифікаційного номера лікаря, який керує цим пацієнтом.

Таблиця Arduino спрямована на збереження ідентифікатора пацієнта, який буде керувати кожним пристроєм. Таким чином, кожен пристрій має ідентифікаційний номер "idarduino", поле для ідентифікаційного номера пацієнта та поле "конфігурація", яке вартує 0, коли не надходило запит про призначення нового пацієнта та 1, коли він був отриманий запит

Таблиця температурних датчиків зберігає всі зроблені записи про температуру. Кожен запис температури має ідентифікаційний номер, поле "температури", де зберігається вимірюване значення температури, "пацієнт"

для ідентифікаційного номера пацієнта, температуру якого прийнято, дату, час та поле під назвою "запит", яке вартує 0, коли зазначений запис не підтверджений та 1, коли він був підтверджений.

Таблиця імпульсів датчика відповідає за збереження всіх записів, зроблених за допомогою імпульсного оксиметра. Кожен запис пульсоксиметрії має ідентифікаційний номер, поле "пульс", де зберігається значення серцевого ритму (імпульси в хвилину), "кисневе" поле, де буде зберігатися відсоток насичення киснем гемоглобіну в крові, а Поле "пацієнт" для ідентифікаційного номера пацієнта, якому було проведено вимірювання, дата, час та поле під назвою "запит", яке вартує 0, коли зазначена реєстрація не підтверджена та 1, коли вона підтверджена.

Таблиця датчик екг відповідає за збереження всіх записів електрокардіограми, які зроблені. Кожен запис ЕКГ має ідентифікаційний номер, поле "екг", де масив зберігається у форматі json із отриманими значеннями напруги, поле "пацієнт" для ідентифікаційного номера пацієнта, якому було проведено вимірювання, дата, час та поле під назвою "запит", яке вартує 0, коли зазначена реєстрація не підтверджена та 1, коли вона підтверджена.

7.1.5. Файл прийому

Коли пристрій надсилає інформацію на сервер через GET-запит, він отримує її з файлом під назвою "recerpciondatos.php". Діаграма, що представляє роботу з цим файлом, така:

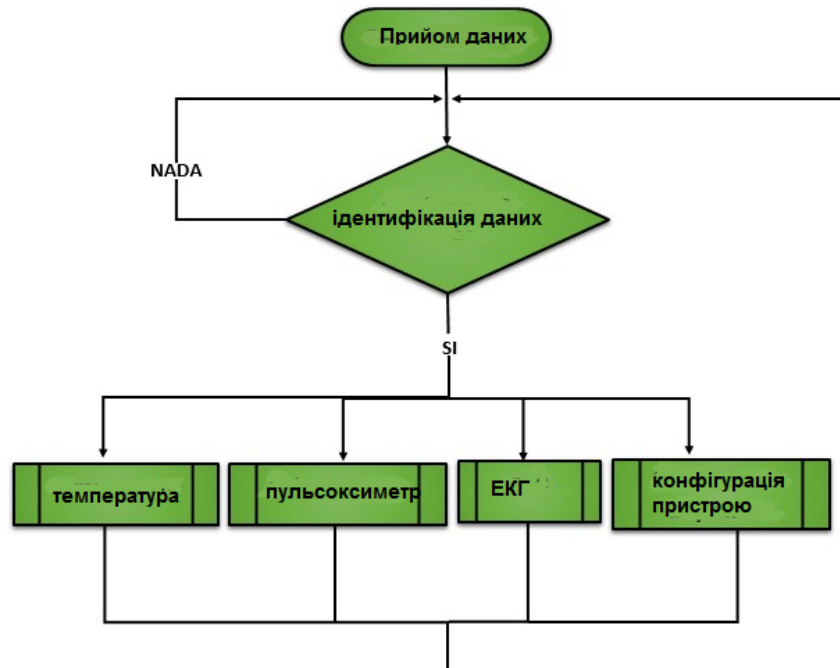


Рис 7.13. Блок-схема прийому даних на веб-сервері.

Цей файл спрямований на отримання інформації, її аналіз та інтерпретацію. Як тільки ви дізнаєтеся, що це за інформація, вона буде зберігатися у відповідній таблиці бази даних.

Ця інформація може бути:

- Зразок температури.
- Зразок пульсоксиметра.
- ЕКГ-послідовність.

Прохання призначити нового пацієнта пристрою. Залежно від того, який тип інформації отримується, вона керується тим чи іншим чином.

Температура та пульсоксиметр

У разі, якщо отримана інформація належить датчику температури або імпульсному оксиметру, процедура така ж:

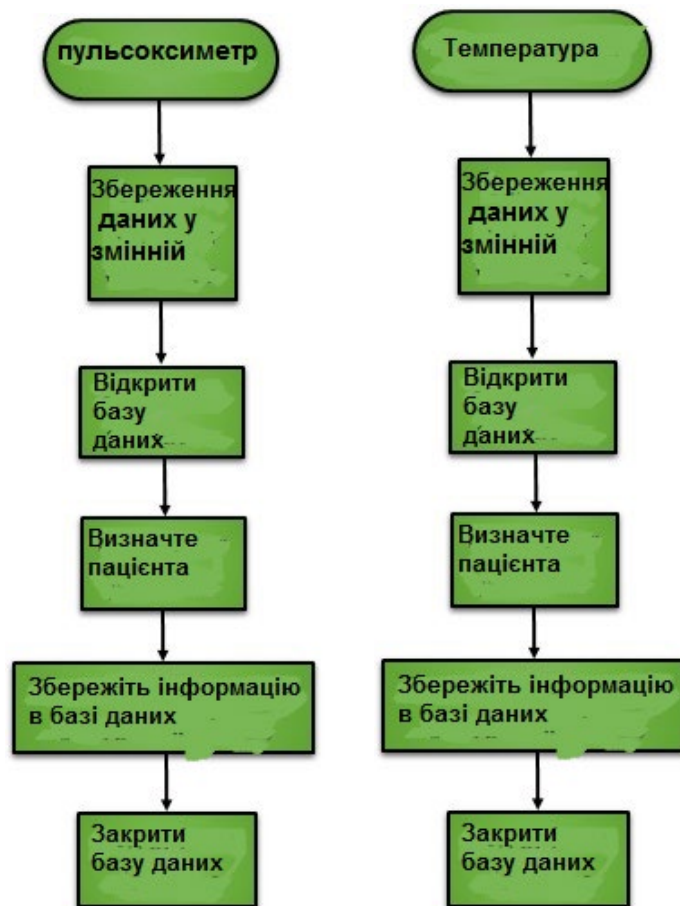


Рис 7.14. Діаграми прийому температурного зразка та пульсоксиметра.

Механізм узагальнений для збереження отриманих даних у змінних та ідентифікації пацієнта, а потім правильного зберігання даних у базі даних.

Електрокардіограма

Через розмір послідовності ЕКГ, необхідно надіслати більше одного пакету на сервер. Ось чому цей файл буде доступний не раз. Діаграма послідовностей складається наступним чином:



Рис 7.15. Діаграма послідовності прийому ЕКГ.

8. Конструктивні особливості

Конструкція пульсоксиметра має аналоговий і цифровий підходи в реалізації. Дані підходи розглянемо на конкретних прикладах.

8.1. Цифро-аналоговий підхід реалізації

Ідея даного пристрою полягає в фільтрації і підсиленні сигналу до максимально можливого значення перед оцифруванням і подальшою його обробкою. Блок-схема такого пристрою показана на рис. 5.1.

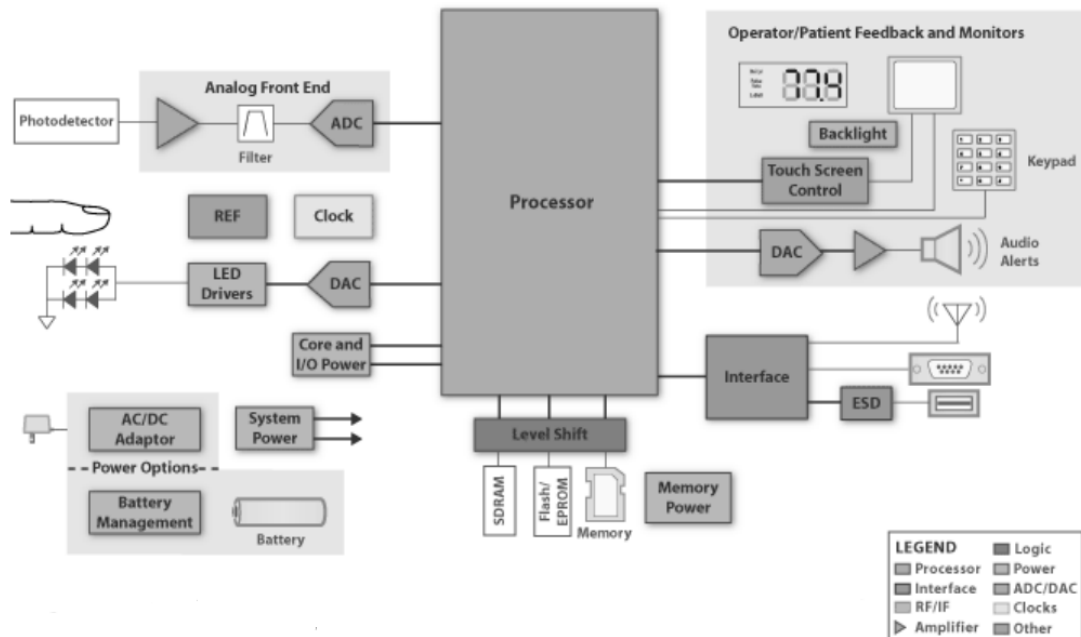


Рис. 8.1. Блок-схема пульсоксиметра

Для подібних невеликих конструкцій розробники використовують мікропроцесори з високим ступенем інтеграції та з наднизьким енергоспоживанням, що досягається зниженням кількості зовнішніх компонентів, необхідних при проектуванні. В цьому випадку елементи ланцюга сигналу, система розподілу ресурсів і драйвер дисплею інтегровані в мікроконтролер.

Конфігурація даної схеми така, що в зворотньому зв'язку ланцюга сигналу використовується інвертуючий підсилювач з резистором зі змінним коефіцієнтом опору. Опір резистора зворотного зв'язку керується коливаннями виходу з невеликими змінами в інтенсивності світла через високий рівень чутливості ланцюга. Деякі сигнали можуть бути як позитивними, так і негативними. Трансїмпедансний підсилювач дозволяє підтримувати амплітуду вихідного сигналу дуже близькою до нуля. Спеціальний резистор, прив'язаний до напруги -5 В , дозволяє звести до мінімуму помилки, так як напруга на виході стає дуже близькою до 0.

Для середнього і високого класу реалізацій пульсоксиметрів більш висока точність аналогових компонентів з низьким рівнем струму може вимагати підвищення продуктивності процесора.

Точність вимірювання забезпечується включенням інтегрального трансїмпедансного підсилювача, у якому немає теплового шуму через наявність зворотнього зв'язку і немає проблем зі стабільністю, які зазвичай зустрічаються в трансїмпедансних підсилювачах з використанням резисторів зворотного зв'язку. Використовуючи один фотодіод з двома інтегральними трансїмпедансними підсилювачами, усуваються темнові струми і помилки пов'язані зі світлом з навколишнього середовища. Крім того, ці підсилювачі дозволяють синхронізувати сигнал на ціле число, кратне частоті змінного струму, забезпечуючи надзвичайно високий коефіцієнт придушення шумів. Крім того, висока точність АЦП передбачає маленькі розміри і велику продуктивність

8.2. Мікросхема AFE4400

Мета даного проекту полягає в реєстрації фотоплезміограми (ФПГ) для того, щоб мати можливість реєструвати серцеву діяльність людини і визначити концентрацію кисню в крові. Для цього використовується схема для фільтрації і оцифрування сигналу, плати Genuino 101 де потім інформація, яка отримується з ФПГ буде передаватися на комп'ютер для подальшого аналізу.

Основні компоненти, необхідні для формування сигналів ФПГ є датчик і схема фільтрації і керування.

Для реалізації використаємо мікросхему AFE4400 в якій інтегровані світлодіодні схеми керування (рис. 2.2). Пристрій складається з малoshумового приймача з вбудованим цифро-аналоговим перетворювачем (ЦАП), блоку передачі LED, і блоку діагностики для датчика і виявлення несправностей світлодіода.

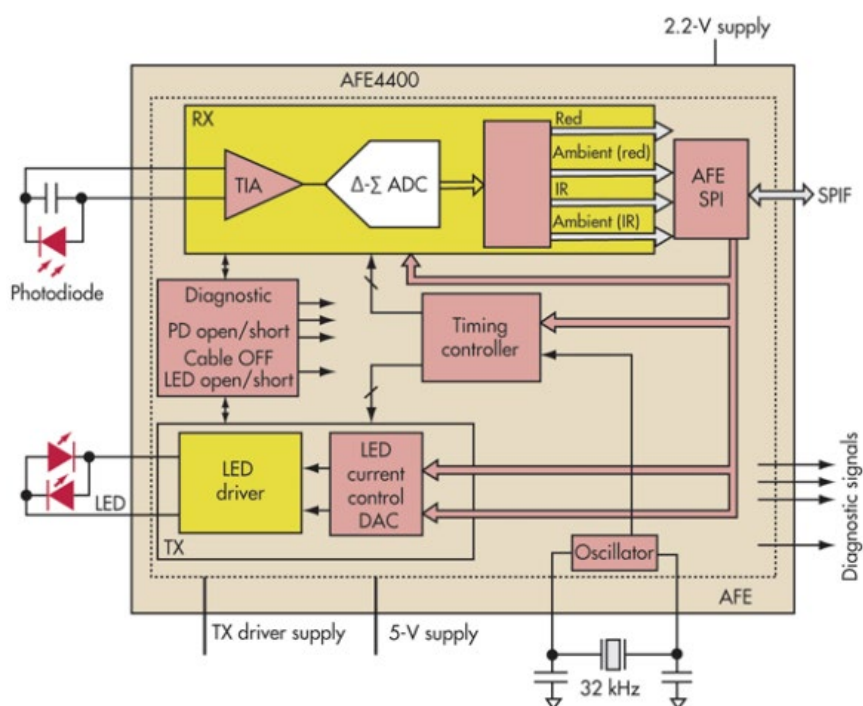


Рис. 7.2. Блок-схема мікросхеми AFE4400

Мікросхема дозволяє керувати струмом 150 мА/пін а також має захист від короткого замикання. В активному режимі дана мікросхема споживає 3 мА струму. Для тактування використовують кварцовий резонатор. Пристрій здійснює зв'язок із зовнішнім мікроконтролером або процесором, використовуючи інтерфейс SPI.

Кварцовий генератор генерує сигнал тактового генератора з використанням зовнішнього кристала з частотою 8 МГц. Блок поділу на 2 перетворює частоту з 8 МГц до 4 МГц, який використовується AFE для роботи лічильників, АЦП і блоку діагностики .

Виводи даної мікросхеми представлені на рис. 5.3

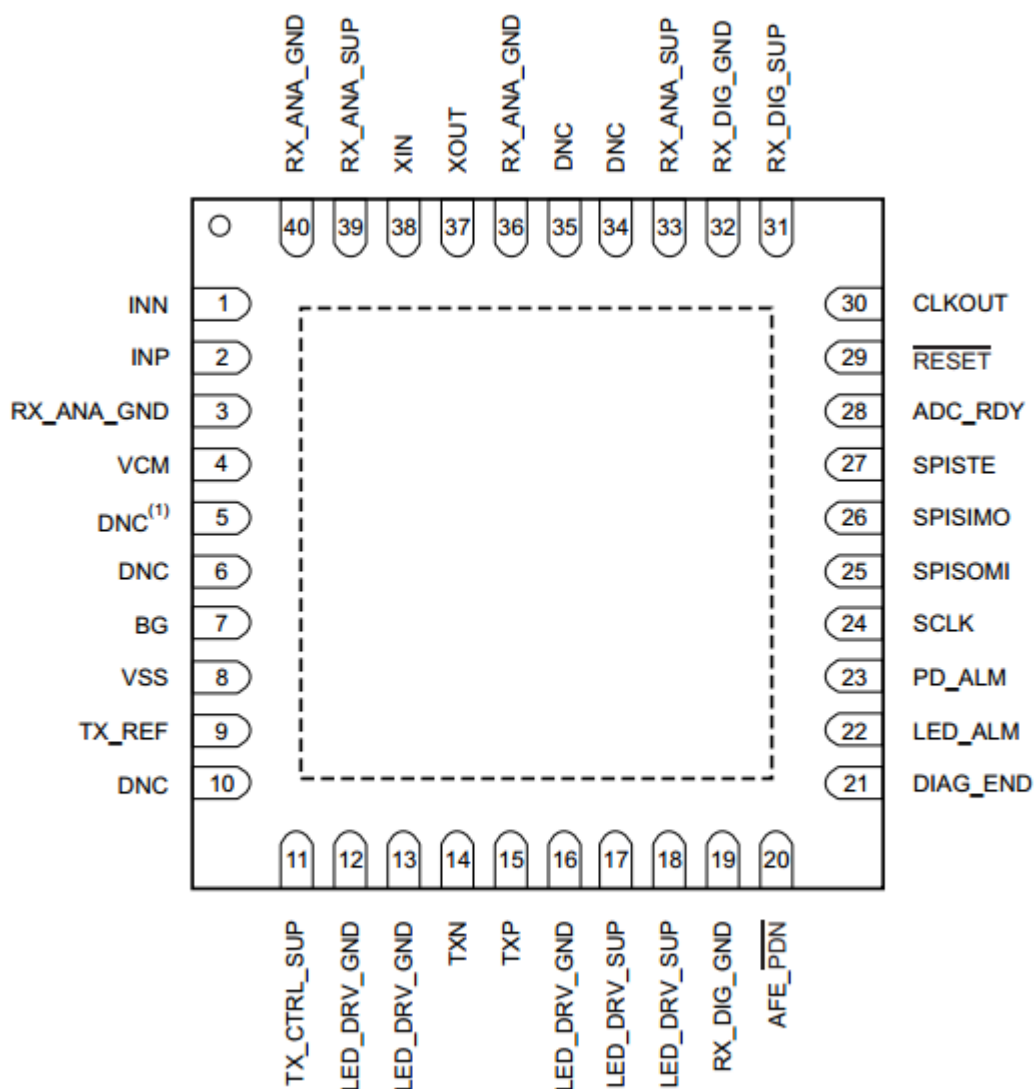


Рис. 7.3. Виводи мікросхеми AFE4400

8.3. Вхідний каскад AFE4400

Вхідний каскад складається з трансімпедансного підсилювача, який перетворює вхідний струм в напругу а також дельта-сигма АЦП.

Передавальна функція трансімпедансного операційного підсилювача (ТІОП) являє собою залежність вихідної напруги від вхідного струму і має розмірність опору. До ТІОП відносяться ОП зі струмовим зворотнім зв'язком. Коли до входу ОП зі зворотнім зв'язком по напрузі підключене джерело струму, наприклад фотодіод (у зворотний зв'язок в цьому випадку вмикають резистор з великим опором). Для стабілізації схеми паралельно цьому резистору ставиться конденсатор досить великої ємності.

На рис. 7.4 показана повна схема ТІОП, який використовується для посилення струму фотодіод. Для живлення ОП використовується шина $+V$.

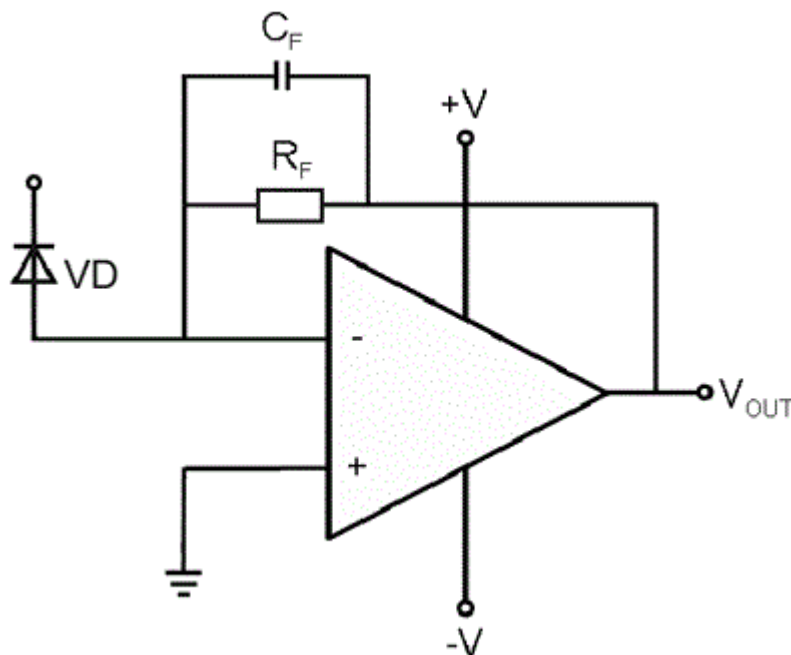


Рис. 7.4 Схема трансімпедансного ОП

Коефіцієнт підсилення в ОП зі зворотним зв'язком дорівнює $1/f$. Для стійкості в схему додають стабілізуючий конденсатор C_f . Однак включення додаткової ємності зменшує смугу пропускання, тому слід шукати компроміс.

Сигма-дельта АЦП складається з двох частин: модулятор і цифровий ФНЧ (рис. 5.4).

Модулятор перетворює вхідну напругу $U_{вх}$ в послідовність імпульсів, а ФНЧ формує вихідний код.

$U_{вх}$ подається на віднімач, де з нього віднімається опорна напруга $+U_{оп}$ або $-U_{оп}$, в залежності від того, чи був перевищений поріг компаратора на попередньому кроці.

Інтегратор формує пилоподібну напругу, нахил пілки залежить від напруги на виході віднімача. Як тільки пілка перетинає рівень нуля, спрацьовує. Взагалі кажучи, рівень компаратора може бути будь-яким, головне щоб пілка не підходила близько до рівня $U_{оп}$.

З виходу компаратора сигнал надходить на тактуючий тригер. Частота тактування визначає час кроку роботи модулятора і мінімальний час «1» або «0» на виході модулятора. В

кінцевому підсумку частота визначає час перетворення.

Далі сигнал надходить на аналоговий ключ, який комутує $+U_{оп}$ і $-U_{оп}$ замикає зворотній зв'язок.

На вхід ФНЧ надходить послідовність нулів і одиниць, при цьому кількість «1» в одиницю часу пропорційна $U_{вх}$. Так при $U_{вх} = -U_{оп}$ будуть лише нулі, при $U_{вх} = +U_{оп}$ - лише одиниці. Нульовому рівні $U_{вх}$ буде відповідати рівна кількість нулів і одиниць.

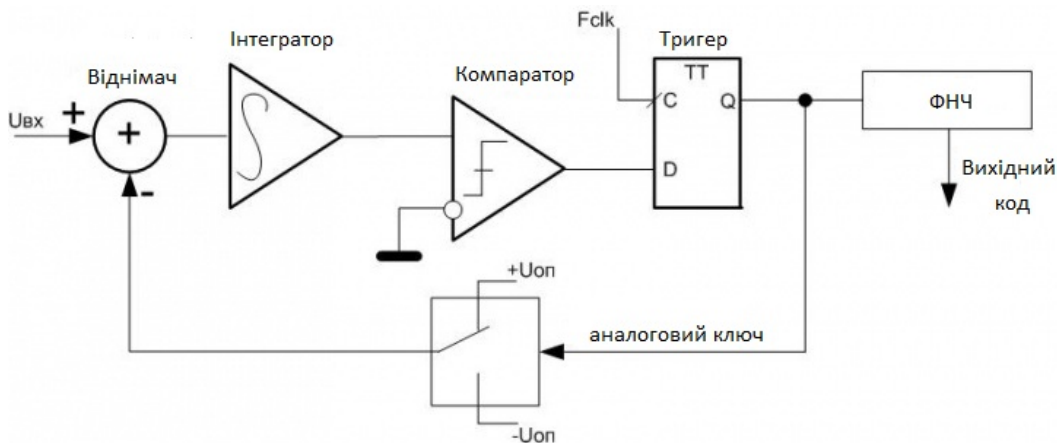


Рис. 7.5. Блок-схема сигма-дельта АЦП

8.4. Вихідний каскад AFE4400

Вихідний каскад включає в себе драйвер світлодіодів і блок управління світлодіодами з 8-бітовим розширенням. Така конструкція призначена для покращення динамічного діапазону, більше ніж на 105 дБ. Струми на світлодіодах LED2 і LED1 можуть бути незалежними один від одного. Джерело струму локально регулює і гарантує потрібний струм через світлодіод. Вихідний каскад використовує 0,5 В опорної напруги для роботи. Максимальний струм на світлодіодах можливий 50 мА. Мінімальна напруга LED_DRV_SUP необхідна для роботи залежить від:

- Падіння напруги на LED,
- Падіння напруги на зовнішньому кабелі, роз'ємі

Дві світлодіодні схеми керування також мають:

- Н-міст для двухполюсника
- Напруга живлення повинна бути 2,5 В (максимальне падіння напруги через світлодіод).

Н-міст - це електронна схема, яка дає можливість прикласти напругу до навантаження в різних напрямках

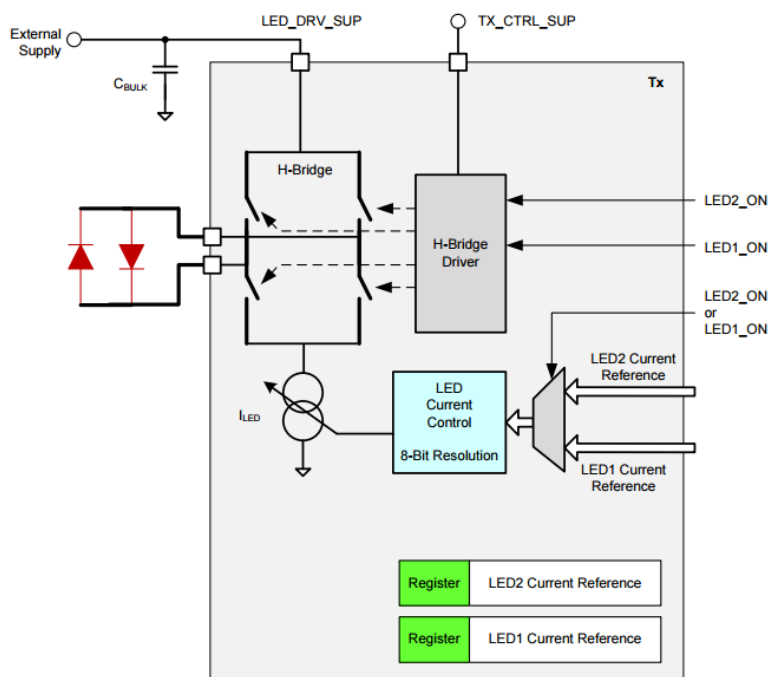


Рис. 7.6. Вихідний каскад AFE4400

8.5. Стабілізатор струму TPS7A49

Сімейство пристроїв TPS7A49 мають низький рівень шуму, і лінійно регулюють струм в межах 150 мА. Ці пристрої мають обмеження по струму і схему теплового захисту, які дозволяють пристрою бути використаним в багатьох додатках. Як пристрій на основі біполярних транзисторах, сімейство TPS7A49 ідеально підходять для високоточних застосувань при більш високих напругах

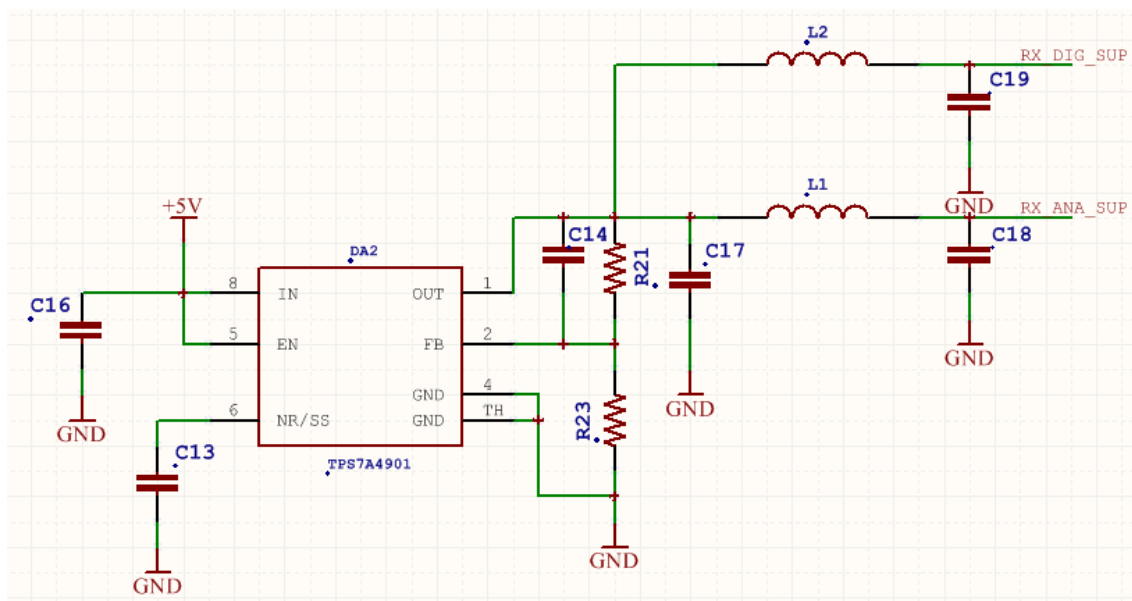


Рис. 7.8. Стабілізатор струму TPS7A49

Фіксована внутрішня межа струму в сімействах TPS7A49 допомагає захистити стабілізатор

в умовах несправності. Максимальне обмеження струму 309 мА в значній мірі залежить від вихідної напруги.

Тепловий захист відключає вихідний сигнал, коли температура зростає до приблизно 170 °С, що дозволяє пристрою охолонути. Коли температура переходу охолоджується до приблизно 150 °С, вихідна схема вмикається. Залежно від потужності, що розсіюється, теплового опору і температури навколишнього середовища, схема теплового захисту може включатися і вимикатися. Така поведінка стабілізатора, захищає його від пошкоджень в результаті перегріву.

Подана на вхід напруга повинна бути в межах допустимих значень експлуатації (тобто від 3 В до 35 В). Якщо вхід живлення зашумлений, додатково на вхід ставлять конденсатори для зменшення вихідного шуму. Блок-схема представлена на рис. 5.8

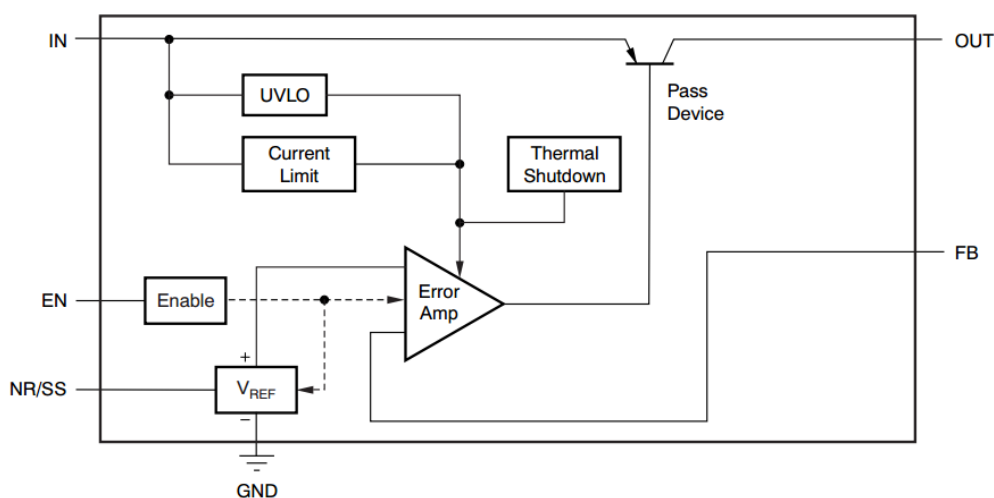


Рис. 7.9 Блок-схема стабілізатора струму TPS7A49

В даній схемі для забезпечення стабільності використовуються конденсатори і резистори. Номінали конденсаторів на вході і на виході не повинні бути менше ніж 4,7 мкФ.

8.6. Стабілізатор напруги TPS717

До сімейства TPS717 відносять лінійні стабілізатори напруги з малим падінням напруги, та з низьким енергоспоживанням (рис.5.8).

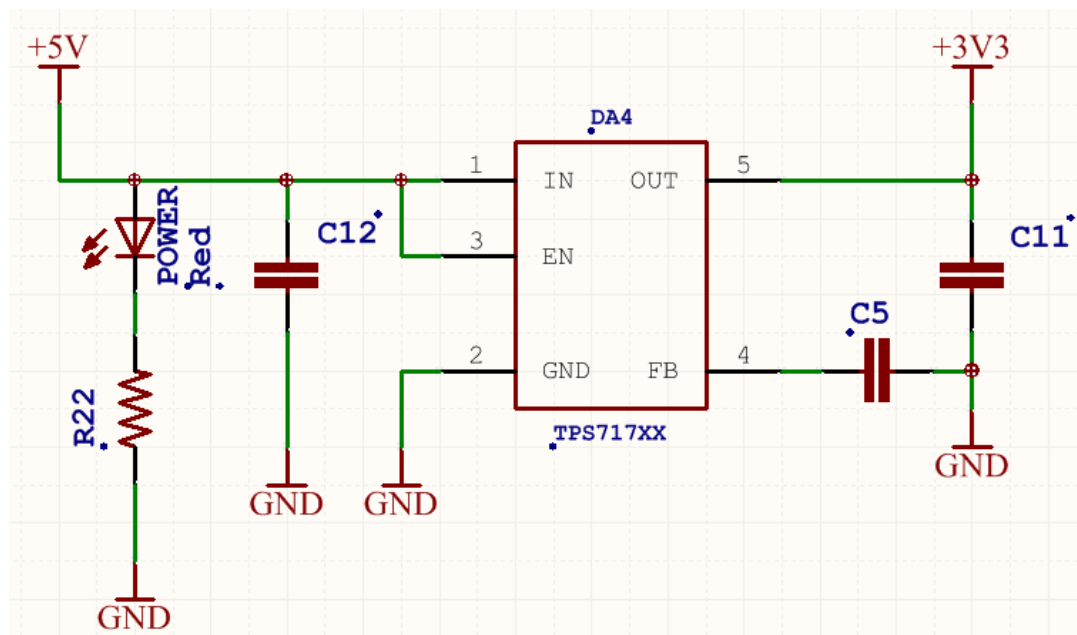


Рис. 7.10, Стабілізатор напруги TPS717

Внутрішнє обмеження струму TPS717 допомагає захистити стабілізатор в умовах несправності. Вхідна напруга може бути в межах 2,5 В – 6,5 В. Тепловий захист відключає вихідний сигнал, коли температура переходу зростає до приблизно 160 °C, що дозволяє пристрою охолонути. Коли температура переходу охолоджується до 140 °C на виході схеми відновлюється сигнал [25]. Для забезпечення стабільності схеми на вхід і на вихід схеми встановлюють конденсатори як показано на рис. 5.8.

8.7. Стабілізатор напруги LP3878

LP3878 є Стабілізатором напруги, вихідна напруга якого може бути в межах від 1 В до 5,5 В (рис. 5.9). Прилад може видавати 800 мА струму постійного навантаження. Стандартні функції стабілізатора, такі як захист від перевантаження по струму і перегріву також є в даному приладі.

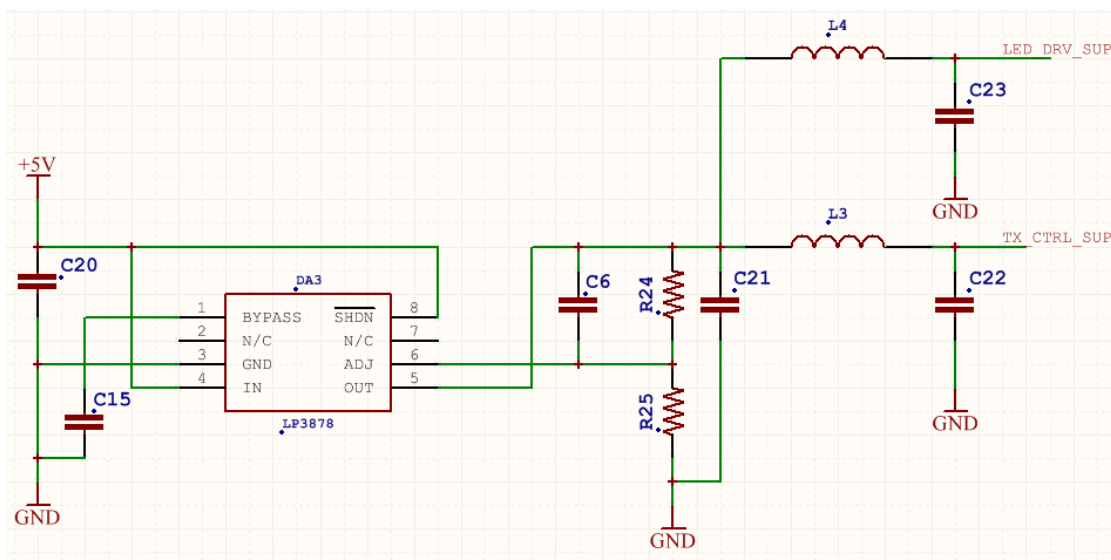


Рис. 7.11. Стабілізатор напруги LP3878

Перевагою LP3878 є дуже низький рівень вихідного шуму. Для забезпечення стабільності на виході схеми встановлюють конденсатори мінімальної ємності 10 мкФ. На вході також потрібно встановити конденсатори мінімальної ємності 4,7 мкФ. Шунтуючий конденсатор 100 нФ потрібен для підвищення стабільності контуру, що також зменшує шум на виході стабілізатора. Вихідна напруга встановлюється за допомогою двох вихідних резисторів, які також для забезпечення стабільності повинні бути меншими ніж 5 кОм

8.8. Інтерфейс SPI

SPI – це послідовний синхронний стандарт передачі даних, розроблений фірмою Motorola для забезпечення простого сполучення мікроконтролерів та периферії. SPI також називають чотирьох-провідним інтерфейсом. На відміну від стандартного послідовного порту, SPI є синхронним інтерфейсом, в якому кожна передача синхронізована з тактовим сигналом, що генерується ведучим пристроєм (мікроконтролером або процесором). Периферійний пристрій синхронізує отримання бітової послідовності з тактовим сигналом. До одного послідовного периферійного інтерфейсу ведучого мікроконтролера можна під'єднати декілька мікросхем. Головний пристрій вибирає ведений пристрій, активуючи сигнал «вибір кристалу» (англ. chipselect) на потрібній мікросхемі. Інші пристрої, не вибрані ведучим, не беруть участі в передачі по SPI.

У SPI використовуються чотири цифрових сигнали:

MOSI - вихід ведучого, вхід веденого. Служить для передачі даних від ведучого пристрою відомому.

MISO - вхід ведучого, вихід веденого. Служить для передачі даних від веденого пристрою ведучому.

SCLK - послідовний тактовий сигнал. Служить для передачі тактового сигналу для

ведених пристроїв.

CS або SS - вибір мікросхеми, вибір веденого.

Передача здійснюється пакетами. Довжина пакета, як правило, становить 1 байт (8 біт), при цьому відомі реалізації SPI з іншої довжиною пакета, наприклад, 4 біта. Ведучий пристрій ініціює цикл зв'язку установкою низького рівня на виводі вибору веденого пристрою (SS) того пристрою, з яким необхідно встановити з'єднання.

У AFE4400 SPI-сумісний послідовний інтерфейс складається з чотирьох сигналів: SCLK (тактові імпульси), SPISOMI (вихід послідовного інтерфейсу передачі даних), SPISIMO (введення даних послідовного інтерфейсу), і SPISTE (включення послідовного інтерфейсу).

У разі, якщо довжина слова перевищує число, кратне 32 біт, надлишкові біти ігноруються. Дані можуть бути завантажені в пакеті 32-розрядного слова в межах одного активного SPISTE імпульсу. Перші вісім бітів формують адресу регістра, а решта 24 біта формують дані регістра.

Біт SPI_READ регістра повинен бути спочатку встановлений в 1 перед читанням з регістра. AFE4400 включає в себе режим, в якому вміст внутрішніх регістрів може бути прочитаним на виході сигналу SPISOMI. Цей режим може бути корисним в якості діагностичної перевірки, для перевірки послідовного інтерфейсного зв'язку між зовнішнім контролером і AFE. Щоб включити цей режим, спочатку встановлюють біт SPI_READ регістра, використовуючи команду записи SPI. У наступній команді, вказати адресу регістра SPI з потрібним вмістом для читання. У тій же послідовності AFE виводить вміст зазначеного регістра на виході SPISOMI. Пристрій включає в себе можливість об'єднання операцій читання і запису протягом однієї події SPISTE.

8.9. Датчик сатурації

Метод вимірювання сатурації кисню в крові SpO₂ заснований на вимірюванні різниці в поглинанні об'єктом певних довжин хвиль - червоною і інфрачервоною. Випромінююча частина датчика містить 2 світлодіода (світлодіодну збірку), зазвичай включених паралельно-зустрічно (катод одного до анода іншого і навпаки). Світлодіоди випромінюють поперемінно строго на певних довжинах хвиль - від цього залежить точність вимірювання. Далі, пройшовши крізь палець пацієнта випромінювання приймається фотодіодом і надходить на підсилювач приладу.

Як показала практика, на точність методу сильно впливає наявність між випромінювачем і приймачем деяких зон, які б могли бути свого роду світлофільтрами. Такими зонами можуть бути, наприклад, нафарбовані нігті, шкіра пальця, змащена зеленкою, йодом і т. п. Особливо слід остерігатися попадання фарбувальних рідин на внутрішні поверхні датчика SpO₂.

В даному пульсоксиметрі використовується датчик сатурації nellcor виводякого зображена на рис.2.10. Даний сенсор працює на просвітлення і використовує для цього три такти. В першому спрацьовує інфрачервоний світлодіод, далі червоний і потім вимірюють освітленість навколишнього середовища для подальшого виключення його впливу на результат

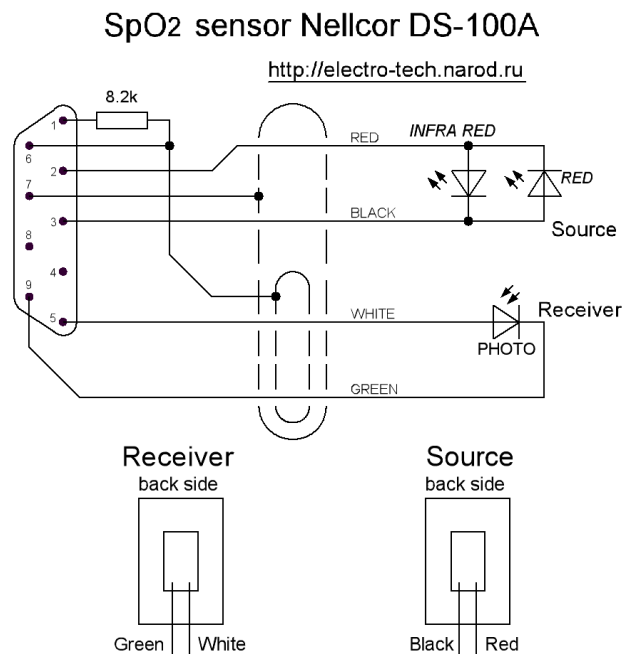


Рис.7.12. Виводи датчика сатурації Nellcor

8.10. Висновки до розділу

Ідея даного пристрою полягає в фільтрації і підсиленні сигналу до максимально можливого значення перед оцифруванням і подальшою його обробкою.

Мета даного проекту полягає в реєстрації фотоплезміограми (ФПГ) для того, щоб мати можливість реєструвати серцеву діяльність людини і визначити концентрацію кисню в крові. Для цього використовується схема для фільтрації і оцифрування сигналу, плата Genuino 101 де потім інформація, яка отримується з ФПГ буде передаватися на комп'ютер для подальшого аналізу. Основні компоненти, необхідні для формування сигналів ФПГ є датчик і схема фільтрації і керування. Для реалізації цієї схеми використаємо мікросхему AFE4400, в якій інтегровані світлодіодні схеми керування, а також стабілізатори напруги.

Genuino 101 це плата, яка забезпечує високу продуктивність і споживання малої потужності. Модуль IntelCurie містить два крихітних ядра, x86 і 32-розрядні обчислювальні ядра з ARC архітектурою, і працюють на частоті 32 МГц. Модуль IntelCurie оснащений технологією Bluetooth з низьким енергоспоживанням і 6-осьовим комбінованим датчиком, який включає в себе

акселерометри і гіроскопи, що дозволяють відслідковувати всі необхідні показники.

Метод вимірювання сатурації кисню в крові SpO_2 заснований на вимірюванні різниці в поглинанні об'єктом певних довжин хвиль - червоною і інфрачервоною. Випромінююча частина датчика містить 2 світлодіода (світлодіодну збірку), зазвичай включених паралельно-зустрічно (катод одного до анода іншого і навпаки). Світлодіоди випромінюють поперемінно строго на певних довжинах хвиль - від цього залежить точність вимірювання. Далі, пройшовши крізь палець пацієнта випромінювання приймається фотодіодом і надходить на підсилювач приладу.

9. Розробка друкованої плати

9.1. Вибір друкованої плати

Для виготовлення приладу вибрано двосторонню друковану плату. Двосторонні друковані плати мають ряд недоліків і переваг, важливою перевагою є габарити, оскільки в розпорядженні у конструктора фактично в двічі більше площі для розміщення КЕ проводки. Недоліком є те що потрібно використовувати перехідні отвори, що знизить надійність.

Зниження надійності для двухсторонніх плат порівняно не високі тому будемо використовувати її.

Для переходу між шарами друкованої плати будемо використовувати металізовані перехідні отвори.

Правильний вибір матеріалу ДП в майбутньому буде визначати надійність майбутнього виробу. Тому при виборі матеріалу ДП необхідно враховувати такі дані, як діелектричні властивості, механічні властивості, і т.д.

При виборі матеріалу друкованої плати необхідно враховувати такі критерії, як висока механічна міцність, добрі електроізоляційні властивості, висока стійкість до кліматичних впливів.

Для виготовлення ДП використовуються такі матеріали: склотекстоліт, кераміка, фторопластикова плівка, гетинакс фольгований, сапфір та ін. Для зменшення собівартості кінцевого приладу вирішено скоротити список матеріалів для вибору до двох найменувань: склотекстоліт і гетинакс фольгований. Оскільки ДП з обох матеріалів мають приблизно однакову вартість, було вибрано текстоліт за його здатність протидіяти високим температурам (при довготривалому нагріву, наприклад при пайці, гетинакс може розслоїтись).

Вибираємо для матеріалу друкованої плати двосторонній склотекстоліт марки СФ-2-35-1.5 ГОСТ 10316-78, який має наступні характеристики:

- діапазон робочих температур: $-60 \dots +85$ °C.
- тангенс кута діелектричних втрат: $tg\sigma = 0,0035$
- поверхневий електричний опір: $10^9 \dots 10^{10}$ Ом.

- міцність на відшаровування фольги: не менше 4,5 Н.
- міцність на відрив контактної майданчика: не менше 60 Н.

9.2. Дизайн друкованої плати РСВ

Для завершення проекту ми розробили друковану плату за допомогою програмного забезпечення Eagle. Конструкція плати являє собою щит для Arduino UNO, щоб штифти схеми відповідали платам, зміншуючи з'єднання з цією простою збіркою. Ця плата включає світлодіодну схему управління, симетричний блок живлення та фотодіодний фільтр сигналу.

Пластина включає доріжки у верхньому та нижньому шарах. Основні компоненти є наскрізними отворами, тоді як регулятори напруги та джерело струму встановлені поверхнево.

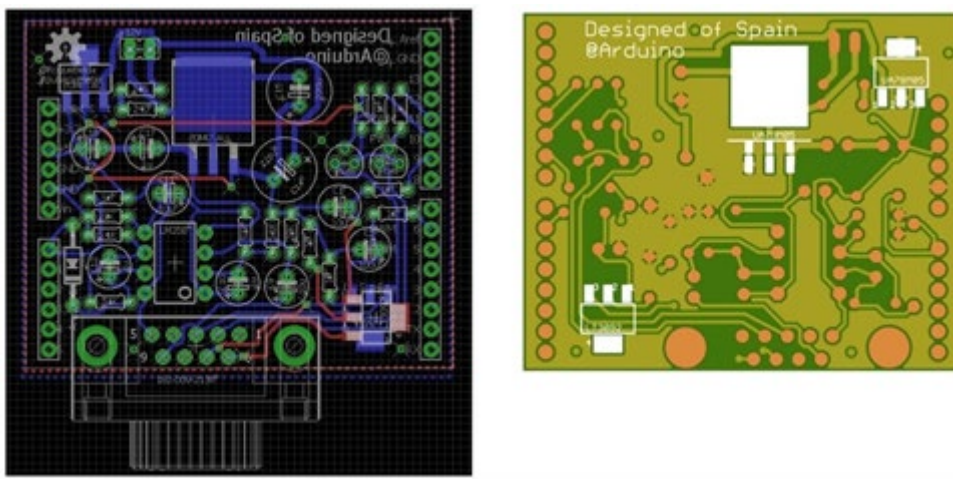


Рис 9.1. Пульсіоксиметрична шкіра для ардуїно одного

Що стосується з'єднання з вимірювальним зондом (включаючи підключення світлодіодів, потужності, заземлення та виходу фотодіоду), то ми вирішили використовувати роз'єм Nellcor DB9, який використовується у всіх його зондах пульсоксиметрії.

Крім того, була розроблена друга зондоподібна пластина, яка включає фотодіод OPT101 та червоний та ІЧ світлодіод. Ці компоненти були вибрані в капсуляції SMD для зменшення розміру друкованої плати. Вимірювання за допомогою даного зонда будуть проведені

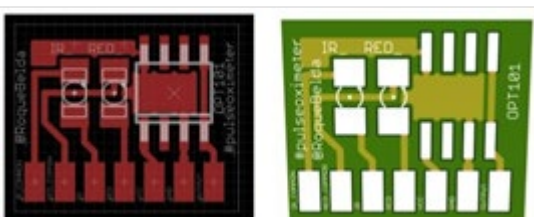


Рис 9.2. Зонд РСВ1

заломленням, на відміну від другого зонда, який ми представимо нижче, в якому вимірюється світло, що проходить через пацієнтський палець.

У цьому першому зонді палець пацієнта буде охоплювати світлодіоди та фотодіод, а інтенсивність, отримана фотодіодом, буде відповідати світлу, що відбивається пальцем. Ці типи зондів зручніші, оскільки не потрібно повністю прикривати палець пацієнта, а також дозволяють проводити показання в інших частинах тіла, таких як глобула вух або лоб.

10. Обмеження пульсіоксиметрії.

- Зміни гемоглобіну (MetHb або COHb).
- Барвники та пігменти в зоні читання (пофарбовані нігті).
- Зовнішні джерела світла.
- Периферична гіпоперфузія.
- Анемія.
- Посилений венозний пульс.
- Не виявляє гіперксію.
- Не виявляє гіповентиляції.

Нинішні пристрої є дуже надійними, коли у пацієнта насичення більше 80%. Ситуації, які можуть призвести до помилкових показань:

- Важка анемія: гемоглобін повинен бути менше 5 мг / дл, щоб викликати помилкові показання.
- Перешкоди іншим електроприладам.
- Внутрішньовенні контрасти можуть заважати, якщо вони поглинають світло довжини хвилі, подібної до гемоглобіну.
- Інтенсивне навколишнє світло: ксенон, інфрачервоне, флуоресцентне ...
- Погана периферична перфузія внаслідок навколишнього холоду, зниження температури тіла, гіпотонії, звуження судин ... Це найчастіша причина помилок, оскільки для роботи пристрою важливо функціонувати пульсаційний потік. Його можна вдосконалити за допомогою тепла, масажу, місцевої судинорозширювальної терапії, зняття тісного одягу, не розміщення натяжної манжети на тій же стороні, що і перетворювач. Нам довелося лише відкидати випадки десатурації у спортсменів із периферичними явищами звуження судин (наприклад, хвороба Рейно), оскільки вони давали нам невідповідні показання протягом усього тесту.
- Жовтяниця не заважає.

- Венозний пульс: права серцева недостатність або трикуспідальна недостатність. Підвищений венозний пульс може артефактувати показання, прилад повинен бути розміщений над серцем.
- Артеріовенозна свищ. Різниці немає, якщо свищ не видає дистальну ішемію.
- Фетальний гемоглобін не заважає.
- Перешкоди для поглинання світла: лак для нігтів (видаліть ацетоном), пігментація шкіри (використовуйте 4-й палець або мочку вуха).
- Дишемоглобінемія: карбоксигемоглобін (отруєння чадним газом) та метгемоглобін поглинають довжину хвилі, подібну оксигемоглобіну. Для цих ситуацій необхідні інші пристрої, такі як СО-оксиметри (капнографи).

11. Програма виконується в мікроконтролері Arduino

Розроблена програма, яка відповідає за керування та конфігурацію щита E-Health разом із датчиками.

Для цього доступна бібліотека, надана виробником платформи E-Health, яка дозволяє взаємодіяти з датчиковими даними через функції високого рівня.

Однак через потреби цієї роботи ця бібліотека є неповною, тому довелося реалізувати методи для отримання, наприклад, числових значень позицій акселерометра.

Функції, що реалізуються в бібліотеці, є такими:

Функції SpO2:

- *initPulsioximeter ()* // Ініціалізація монітора серцевого ритму.
- *readPulsioximeter ()* // Читання даних монітора пульсу.
- *getBPM ()* // Повертає кількість ударів в хвилину.
- *getOxygenSaturation ()* // Повертає рівень насичення киснем у крові.

Функція електрокардіограми:

- *getECG ()* // Повертає аналогові значення електрокардіограми.

Функції датчика повітряного потоку:

- *getAirFlow ()* // Повертає значення потоку повітря.
- *airFlowWave ()* // Накресли криву потоку повітря.

Функція термометра:

- *getTemperature ()* // Повертає значення температури тіла.

Функції тензометра:

- *initBloodPressureSensor ()* // ініціалізація датчика
- *getSystolicPressure ()* // значення систолічного артеріального тиску.

- *getDiastolicPressure ()* // значення діастолічного артеріального тиску.

Функції акселерометра:

- *initPositionSensor ()* // ініціалізує положення датчика.
- *getBodyPosition ()* // повертає положення тіла.
- *printPosition ()* // друкує положення тіла (повідомлення про стан).

Функції датчика GSR:

- *getSkinConductance ()* // повертає значення провідності шкіри.
- *getSkinResistance ()* // повертає значення стійкості шкіри.
- *getSkinConductanceVoltage ()* повертає значення провідності шкіри

// виражено у вольтах

З усіма цими функціями розроблена програма, здатна передавати дані сенсора через послідовний порт, виходячи з параметризації, розробленої з консолі адміністрування.

12. Розробка Стартап Проекту

12.1. Опис ідеї проекту

Розміщення пульсоксиметрів у аптеках міста Києва мережі «Бажаємо здоров'я» (за кошти власників) при безоплатних тестах з метою збільшення продажів ліків.

Таблиця 12.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Soft computing техніка для отримання біомедичних сигналів,	1. Медицина	Розпізнавання біологічних сигналів за допомогою використання мобільних датчиків спільно з конкретними програмами для мобільних пристроїв є актуальною темою.
	2. Зняття біологічних сигналів в домашніх умовах	Без необхідності спеціального обладнання біологічні сигнали можна виміряти швидко і легко
	3. Навчальні лабораторії	Багаторазове використання у навчанні, дослідженнях та вдосконаленні систем

Таблиця 12.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Проект	Arduino UNO	Датчик e-Health	Датчик SpO2			
1.	Ціна	24.20	24.20	90.75	66.55		+	+
2.	Споживання енергії	3.3 В	7 – 12 В	<50 мА	<30 мА		+	+
3.	Напруга живлення	5 В	5 В	7-12 В	1.5 В			+
4.	Ціна Робоча частота	1,86 ГГц	16 МГц	40 кГц	±2 удари/хв			+
5.	Багаторазовість	yes	yes	yes	yes		+	

12.2. Технологічний аудит ідеї проекту

Таблиця 12.3 – Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Придбайте біомедичні сигнали, використовуючи техніку soft computing	Програмування мікроконтролера	В наявності	Доступна
2.	Впровадити систему моніторингу життєвих знаків за допомогою біомедичних датчиків, підключених до вільної платформи, наприклад Arduino	Отримайте прототип для платформи, не захищеної від електронного здоров'я, здатної отримувати та зберігати дані від датчиків, розподілених по всьому тілу	В наявності	Доступна

12.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Таблиця 12.4. – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, <i>од</i>	4
2.	Загальний обсяг продаж, <i>грн/ум.од</i>	~ 150 \$
3.	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Немає
5.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Немає
6.	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	~ 75%

Середня рентабельність близько 75%, ринок можна вважати прибутковим.

Таблиця 12.5 Характеристика потенційних клієнтів стартап- проекту

№	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп Клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1.	Безпека, комфорт	Системи охорони, системи автоматизації	Два типи клієнтів: корпоративні та Приватні	Висока надійність, низька ціна

Таблиця 12.6 – Фактори загроз

№	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Ринок є досить насиченим і покупці мають великий вибір	Вдосконалення технології, маркетинг, пошук тендерів
2.	Технічна підтримка	Потреба в високвалікованих агентах підтримки	Проведення навчання для нових співробітників

Таблиця 12.7 – Фактори можливостей

№	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Розробка нового товару з кращими властивостями, зниження цін	Удосконалення товару
2.	Попит	Обладнання систем охорони для компаній та організацій	Пошук корпоративних клієнтів, участь у тендерах

Таблиця 12.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції: чиста конкуренція	На ринку присутня велика кількість фірм, не існує фірми-лідера.	Зниження ціни на товар, покращення властивостей товару, маркетинг
2. Рівень конкурентної боротьби: світовий	Постачальник послуги конкурують на міжнародному рівні.	Налогодження експорту продукту за рахунок посередників
3. Особливості конкурентного середовища		
4. Конкуренція за видами товарів: товарно-видова	Конкуренція між товарами одного виду	Представлення додаткового (розширеного) функціоналу
5. За характером конкурентних переваг: цінова	Широко представлений низький ціновий сегмент	Наявність в асортименті моделей бюджетного сегменту
6. За інтенсивністю: не марочна	Не марочний характер боротьби	Відсутність брендових товарів у галузі

Таблиця 12.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Arduino UNO Датчик e-Health	-	Кількість постачальників	Вимоги до якості (відтворюваність заявлених властивостей)	Замінники існують, проте технологічно не вигідні
Висновки:	Інтенсивність конкурентної боротьби з боку прямих конкурентів середня	-	Постачальники не диктують умови роботи на ринку	Продукт має бути якісним	Обмежень немає

Для здобуття конкурентоспроможності необхідно розробити лінію пристроїв з різними ціновими категоріями. Це дозволить охопити більшу аудиторію

Таблиця 12.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1.	Ціна	Ціна нижче за ціну конкурентів
2.	Терміни та масовість Виробництва	Вчасні поставки продукту та зниження ціни
3.	Достатні робочі Характеристики	Властивості виробу не гірші за властивості конкурентних виробів

Таблиця 12.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№	Фактор конкурентоспроможності	Ба ли 1-20	Рейтинг товарів- конкурентів у порівнянні з нашим проектом						
			-3	-2	-1		1	2	3
1.	Ціна за одиницю	40					+		
2.	Терміни та масовість Виробництва	4			-				
3.	Достані робочі характеристики	0				+			

Таблиця 12.12 – SWOT – аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: гарні робочі характеристики, надійність	Слабкі сторони: Розміри та ціна.
Можливості: зниження витрат на виробництво, покращення властивостей	Загрози: низька кількість якісних кадрів на ринку, поява конкурентів

Таблиця 12.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап- проекту

№	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової Поведінки	Імовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Відмежування у галузь автоматизації («розумні будинки»)	75 %	8-14 місяців
2.	Розробка пристроїв бюджетного сегменту з нижчою надійністю	55 %	8-14 місяців

Обрано альтернативу № 1.

12.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Таблиця 12.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Приватні особи (власники будинків)	Готові	Високий	Висока	Середня
2.	Корпоративні клієнти (компанії, організації з офісними та складськими приміщеннями)	Готові	Високий	Висока	Висока
Які цільові групи обрано: обрано цільову групу №1 та №2.					

Таблиця 12.15 – Визначення базової стратегії розвитку

№	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1.	Розробка версії приладу для бюджетного сегменту	Вибір дешевого аналогу зі схожими характеристиками	Досягнення достатніх характеристик для надійної роботи приладу	Стратегія лідерства на витратах
2.	Відмежування в сегмент автоматизації («розумні будинки»)	Розробка нового пристрою на основі оригінального детектора руху	Створення нового продукту	Стратегія диференціації

Обрано стратегію диференціації.

Таблиця 12.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
1.	Ні	Обидва варіанти	Ні	Заняття конкурентної ніші

Таблиця 12.17 – Визначення стратегії позиціонування

№	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентні спроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувані комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1.	Якість	Лідерства на витратах	Висока якість	Оптимальне співвідношення ціна/якість, покращення існуючих характеристик.
2.	Точність	Лідерства на витратах	Висока точність	
3.	Ціна	Лідерства на витратах	Низька ціна	

12.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Таблиця 12.18 Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1.	Низька ціна	Найнижча ціна на ринку	Найнижча ціна на ринку
2.	Висока якість	Висока якість	Висока якість
3.	Низьке споживання енергії	Одні із найкращих властивостей	Низьке споживання енергії

Таблиця 12.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Ультразвуковий детектор руху		
II. Товар у реальному виконанні	1. Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	2. Діапазон робочих частот Витрати енергії	М М М	Вр Тх Тл
	3.Джерело живлення		
	Якість: відповідає вимогам стандартів		
	Пакування: пристрій		
	Марка: «КМР»		
III. Товар із підкріпленням	До продажу: договір, гарантія.		
	Після продажу: доставка, підтримка.		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: патентні права.			

Таблиця 12.20 – Визначення меж встановлення ціни

№	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1.	-	200 – 800\$	більше 5000\$	100 – 500\$

Таблиця 12.21 – Формування системи збуту

№	Специфіка закупівельної Поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Найкращі характеристики за найнижчу ціну	Налагодження контакту з клієнтами, надання достовірної інформації про характеристики	Канал першого рівня	Виробник збуває продукцію через посередників

Таблиця 12.22 – Концепція маркетингових комунікацій

№	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1.	Вибір найкращого продукту	Прямі - канал комунікації,	Якість, низька кількість браку	Надання повної інформації про переваги виробу	Висока надійність та якість

13. Висновки

У цій роботі була розроблена та впроваджена система вимірювання артеріального тиску кисню; було отримано відсоток помилок стосовно теоретичних даних, отриманих за допомогою комерційного пульсоксиметра. Отримані зміни можуть бути спричинені різними фізіологічними факторами, що впливають як на комерційне обладнання, так і на розроблений прототип, оскільки вони є значним зниженням пульсації судин, що виробляє невеликий сигнал, який не дозволяє бути надійно за рахунок кисню, низьких концентрацій гемоглобіну. Карта ардуїно була використана для збору та візуалізації даних на етапах ампліфікації та фільтрах з ЖКД.

Майбутні лінії

Як майбутні лінії, які можуть призвести до безперервності роботи та вдосконалення системи, пропонується:

- Забезпечити систему збору даних достатньою пам'яттю, щоб можна було збирати та передавати безперервний потік зразків сигналу.
- Застосовуйте поле фізіологічних вимірювань, включаючи нові датчики.
- Вивчіть та внесіть необхідні зміни для забезпечення доступу до Інтернету.
- Розробити веб-додаток, що забезпечує більшу функціональність та покращує естетику, ніж запропонований прототип.

14. Перелік посилань

1. Kandel, G., and Aberman, A.: Mixeded venou oxygens saturation: its role in the assessment of the critically ill patients, Arch. Intern. Med. 143:1400, 1983.
2. Williams JH, Power SK, Stuart MK. Hemoglobins desaturation in highly trained athletes at sea level. Eur J Appl Physiol 5:298-302 1989
3. Powers SK, Dodd S, Woodyard J, Beadle RE, Churh G Hemoglobins saturation during incremental arm and leg exercise. Br J Sport Med 18 212-216 1984.
4. BICKLER P E, FEINER J R, SEVERINGHAUS J W. Effects of skin pigmentation on pulse oximeter accuracy at low saturations. Anesthesiology 2005; 102: 715-9.
5. Електронна бібліотека [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://royallib.com/zip_emu/br/90/90173/pic
6. Pole, Yash. "EvolutionofthePulseOximeter." InternationalCongressSeries 1242 (2002): 137-44. Print.
7. PulseOximeter [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://www.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042408-101301/unrestricted/WPO_MQP-Final_04242008.pdf
8. PulseOximeter [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://cdn3.volusion.com/a94vt.osp7c/v/vspfiles/photos/SPO7500-3.jpg?1460533126>
9. <https://www.arduino.cc/>
10. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5427770/>
11. https://es.wikipedia.org/wiki/Saturaci%C3%B3n_de_ox%C3%ADgeno
12. Х. Сервантес де Авіла та інші; Архітектура електронного здоров'я на основі бездротових сенсорних мереж; Журнал наукового поширення; Т. 6, № 2, вересень-грудень 2012 року; ISSN 2007-3585.
13. I.Orha, S.Oniga; *Wearable sensors network for health monitoring using e-Health platform*; Карпатський журнал електронної та обчислювальної техніки 7/1 (2014) 25- 29
14. W. Chen et ad. ; *Wireless Transmission Design for Health Monitoring at Neonatal Intensive Care Units*; Procceding of the 2nd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies, 2009. ISABEL 2009.
15. Е. Шанько та М. Г. Папуцідакіс; Моніторинг здоров'я в режимі реального часу та бездротовий зв'язок. Четверта міжнародна конференція IEEE з питань електронного здоров'я та біоінженерії - ЕНВ 2013.
16. AFE4400 Інтегрований аналоговий фронтальний прилад для моніторів серцевого ритму та низьких витрат - Пульсоксиметри 07.12.2012 (<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/afe4400.pdf>)
17. J.G. Webster, Design of Pulse Oximeters. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publ